

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

DEPARTMENT OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

ROZVOJ ZOBRAZOVACÍCH METOD A JEHO VÝZNAM PRO BIOMECHANIKU

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

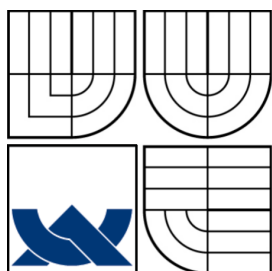
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

TOMÁŠ SEDLÁČEK

BRNO 2008



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY
A BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
DEPARTMENT OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS
AND BIOMECHANICS

ROZVOJ ZOBRAZOVACÍCH METOD A JEHO VÝZNAM PRO BIOMECHANIKU

DEVELOPMENT OF IMAGING METHODS AND ITS IMPORTANCE TO BIOMECHANICS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

TOMÁŠ SEDLÁČEK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.

BRNO 2008

Abstrakt

Cílem této bakalářské práce je provést rešerši dostupné literatury, na jejímž základě se čtenář seznámí s jednotlivými zobrazovacími metodami. Ty jsou rozděleny podle fyzikálního původu do čtyř základních skupin - rentgenové záření, magnetická rezonance, ultrazvuk a nukleární medicína. Příslušná metoda je popsána z hlediska historického vývoje, fyzikální podstaty a technické realizace. Na závěr každé metody je shrnut její význam pro medicínu a biomechaniku.

Klíčová slova

Zobrazovací metody, Rentgenové záření, Planární RTG, Počítačový tomograf, CT, Magnetická rezonance, MRI, Ultrazvuk, Nukleární medicína, SPECT, PET

Abstract

The main objective of this bachelor thesis is to collect all available literature, from which can reader obtain basic knowledge of imaging methods. The methods are divided by its origin into four categories: x-rays, magnetic resonance, ultrasound and nuclear medicine. Each of them is described from the historical, physics and technological view. At the end the importance of each method to medicine and biomechanics is summarized.

Keywords

Imaging Methods, X-ray, Computer Tomograph, CT, Magnetic Resonance, MRI, Ultrasound, Nuclear Medicine, SPECT, PET

Citace

SEDLÁČEK, T. Rozvoj zobrazovacích metod a jeho význam pro biomechaniku. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. 49 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Rozvoj zobrazovacích metod a jeho význam pro biomechaniku

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně pod vedením Ing. Zdeňka Floriana, CSc.

.....
Tomáš Sedláček
21. května 2008

Poděkování

Rád bych poděkoval Ing. Zdeňku Florianovi, CSc. za odbornou pomoc při tvorbě této práce a Pavlu Žížkovi za ochotu při závěrečných korekturách.

© Tomáš Sedláček, 2008.

Tato práce vznikla jako školní dílo na Vysokém učení technickém v Brně, Fakultě strojního inženýrství. Práce je chráněna autorským zákonem a její užití bez udělení oprávnění autorem je nezákonné, s výjimkou zákonem definovaných případů.

Obsah

1	Úvod	3
2	Rešerže dostupné literatury	4
2.0.1	Tištěná literatura	4
2.0.2	Elektronické zdroje	4
3	Dělení zobrazovacích metod	7
4	Rentgenové záření	8
4.1	Historie	8
4.2	Fyzikální podstata rentgenového záření	9
4.2.1	Brzdné záření	10
4.2.2	Charakteristické záření	10
4.2.3	Součtové vlastnosti koeficientu tlumení	10
4.3	Planární RTG zobrazení	10
4.3.1	Skioskopie	11
4.3.2	Skiagrafie	11
4.3.3	Současný vývoj a trend na poli planárních RTG přístrojů	11
4.4	Počítačový tomograf - CT	12
4.4.1	Historie	12
4.4.2	Základní princip CT	13
4.4.3	Moderní CT na trhu	16
4.5	Význam RTG a CT	17
5	Magnetická rezonance	18
5.1	Historie	18
5.2	Fyzikální podstata MRI	19
5.2.1	Klasický model	19
5.2.2	Magnetická rezonance	20
5.2.3	T_1 -relaxace a T_2 -relaxace	21
5.3	MR tomograf	21
5.3.1	Moderní MR tomografy na trhu	24
5.4	Význam MRI	24
6	Ultrazvuk	26
6.1	Historie	26
6.1.1	Objev ultrazvukového vlnění	26
6.1.2	Ultrazvuková diagnostika v lékařství	27

6.2	Fyzikální podstata ultrazvuku	28
6.2.1	Vznik ultrazvukové vlny	28
6.2.2	Šíření ultrazvukové vlny tělem	28
6.2.3	Dopplerův efekt	30
6.3	Ultrazvukové diagnostické přístroje	31
6.3.1	Měřicí princip	31
6.3.2	Ultrazvukové sondy	32
6.3.3	Základní typy rozlišení	32
6.4	Moderní ultrazvukové přístroje	34
6.5	Význam a použití ultrazvuku	35
7	Nukleární medicína	36
7.1	Historie	36
7.2	Rozdělení	37
7.3	Scintilační kamery	37
7.3.1	Základní princip digitální scintilační kamery	37
7.4	Tomografická scintigrafie	38
7.4.1	Jednofotonová emisní počítačová tomografie - SPECT	38
7.4.2	Pozitronová emisní tomografie - PET	39
7.4.3	Hybridní systémy	39
7.5	Moderní SPECT, PET a hybridní přístroje, jejich trend a význam	40
8	Využití zobrazovacích metod v biomechanice	42
9	Závěr	44

Kapitola 1

Úvod

Biomechanika (z řeckého *bios* (život) a mechanika – nauka o pohybu a deformaci těles a tekutin v čase) se jako samostatný celek vyčlenila z obecné mechaniky až v nedávné době a ihned se stala jednou z nejrychleji se rozvíjejících oborů současnosti. Její progresivita, jak už z názvu vyplývá, tkví v tom, že spojuje poznatky jak z biologických, tak z přírodovědných věd a tvoří pomyslný interdisciplinární most mezi těmito obory. Cílem biomechaniky je tedy popsat a analyzovat vnitřní a vnější jevy u živých systémů s využitím znalostí technických disciplín jako kinematika, dynamika, pružnost pevnost či termomechanika nebo hydromechanika. Historie biomechaniky, potažmo mechaniky, však sahá až do dob starověkého Řecka, kde je za jejího zakladatele právem považován řecký filozof Aristoteles (384–322 př. Kr.), který ve svém díle *Části, pohyby a progrese zvířat* jako první popsal práci svalů v závislosti na pohybu, analyzoval chůzi jako přeměnu rotačního pohybu na translační či jiné na tu dobu pozoruhodné objevy. V jeho stopách se následně vydalo mnoho významných filozofů a vědců, kteří se snažili analyzovat a popsat lidské i zvířecí těla z různých úhlů mechaniky. Tyto poznatky byly okamžitě s úspěchem využity v lékařství k léčbě zlomenin, poranění, napravování či vytváření totálních náhrad končetin, ale také v technice, kde se staly předlohou pro mnohé stroje, které se snažily a dodnes snaží napodobit kinematiku zvířecích či lidských pohybů. Za zmínku stojí uvést např. robotickou protézu ruky či nohy nebo humanoidní roboty.

V první polovině 20. století byly objeveny a fyzikálně popsány teoretické základy většiny dnes známých zobrazovacích metod. Nejlepší výsledky v té době dosahovaly RTG přístroje, pomocí kterých jsme získali sumární 2D data. Pravý rozmach biomechaniky však nastal až v druhé půli století. Prudký rozvoj výpočetní techniky umožnil zdokonalit zobrazovací metody do takové míry, že byly schopny své obrazy digitalizovat a dokonce převádět na 3D modely. Tímto dostali vědci do rukou konečně nástroj, pomocí kterého byli schopní neinvazivně určit přibližné tvary, polohu či strukturu skeletu, rychlost proudění krve v cévách, přesný pohyb svalů při pohybu či jiné procesy, které byly do té doby lidskému zraku neviditelné. Nyní si nedokážeme bez vstupních dat, získaných právě pomocí zobrazovacích metod, moderní biomechaniku založenou na výpočtovém řešení pomocí metody MKP ani představit. Cílem této bakalářské práce je seznámit čtenáře s jednotlivými zobrazovacími metodami, jejich vznikem, podstatou a dopadem na biomechaniku. [39]

Kapitola 2

Rešerže dostupné literatury

2.0.1 Tištěná literatura

Pro seznámení s biomechanikou je velmi vhodná učebnice ČVUT [39]. Je zde popsána historie i podstata biomechaniky a seznámí čtenáře se základy svalově kosterního systému člověka.

O problematice zobrazovacích metod asi nejlépe pojednává učebnice s názvem *Úvod do zobrazovacích metod* [45], určená primárně pro studenty Českého vysokého učení technického v Praze. Autoři se v této knize zaměřili na 3 základní zobrazovací metody:

- Počítačovou tomografii
- Magnetickou rezonanci
- Ultrazvuk

Tyto metody popsali jak z fyzikálního hlediska, tak z hlediska jejich technické konstrukce. Pro rozdělení zobrazovacích metod do jednotlivých kategorií byla použita učebnice [41], která slouží pro výuku biofyziky studentům medicíny. V této knize je pojednáváno o základních radiologických metodách, jejich nebezpečných účincích na organismus a jejich použití k diagnóze nemocí.

Poslední použitou tištěnou literaturou je [38]. Tato učebnice o ultrazvuku byla i přes její stáří použita pouze k získání informací o historii ultrazvuku ve světě. Ve zbytku knihy je popsán princip ultrazvuku a použití k diagnóze nemoci. Je zde popsána také konstrukce ultrazvukových přístrojů, avšak díky stáří této publikace jsou již tyto informace zastaralé.

2.0.2 Elektronické zdroje

Rentgenové záření

Na stránkách [36], [12] a [37] je velmi kvalitně zpracována autobiografie o W. C. Röntgenovi. Zde se lze dočíst o fyzikově životě, cestě k objevu, technické realizaci jeho pokusů a o základní podstatě rentgenového záření. O historii rozšíření RTG přístrojů do tehdejšího Rakouska–Uherska pojednává internetová stránka [3], která se dál zmiňuje o prvotní negativní reakci českých lékařů na tento fascinující objev a o jeho těžkém prosazení do tuzemských nemocnic.

K pochopení rentgenového záření je vhodná stránka společnosti ČEZ [22], kde je velmi srozumitelně vysvětlen jeho vznik a základní fyzikální podstata. O vývoji, stavbě, funkci

a popisu nových typů digitálních planárních RTG přístrojů a počítačových tomografů pojednávají webové stránky: [5] a [6],[7], [2]. Jsou psány velmi srozumitelně a jsou doplněny velmi ilustrativními obrázky. Pro doplnění práce o moderní CT byly využity stránky firmy Siemens [24] a [25], v jejichž propagačních materiálech je popsán základní princip nových technologií. Pro shlédnutí 3D obrazů získaných z CT můžeme použít databázi stejnojmenné firmy. [26]

Magnetická rezonance

Velmi podrobná historie objevu magnetické rezonance v anglickém jazyce je zpracována na stránkách [30] a [31]. Je zde uvedena většina vědců, kteří se kdy přičinili k objevu a následnému zdokonalení MRI. Pro ilustraci bylo použito foto ze stránky [8] věnované objevu 2D zobrazení.

Pro technický popis principu MR tomografu byla použita data z [17], popisující základní vlastnosti a výhody jednotlivých typů magnetů. Dále pak byly použity stránky [19], obsahující rozsáhlé informace o všech druzích používaných cívek u MR tomografů a pojednávající o jejich konkrétním účelu. Obě internetové stránky jsou psány v anglickém jazyce.

Pro fyzikální popis magnetické rezonance byly použity informace z učebnice [45] a doplněné obrázky z [10]. Tento zdroj, kromě názorných obrázků disponuje velmi kvalitními informacemi o funkci magnetické rezonance. Shrnutí problematiky o magnetické rezonanci je výborně provedeno na stránkách slovenské *wikipedie* [35]. Data o moderních MR tomografech byly převzaty rovněž ze stránek firmy Siemens. [20] Jejich propagační materiály jsou velmi pěkně zpracovány a jejich přístroje kopírují současný trend.

Ultrazvuk

Na anglicky psaných stránkách [14] a [15] můžeme nalézt velmi podrobnou historii ultrazvuku, doplněnou o spoustu názorných dobových fotografií.

Internetové stránky [27] jsou novým českým serverem zabývajícím se ultrazvukem jak ve strojírenství, tak v medicíně. Jeho součástí jsou elektronické články [28], kde jsou vysvětleny jednotlivé typy ultrazvukových zobrazení a jejich využití v medicíně a [29], kde nalezneme popis principu Dopplerovského měření, jeho realizaci a použití v medicíně.

Velmi pěknými obrázky Dopplerovské metody disponují stránky *wikipedie* [18] nebo prezentace [1], která pojednává o možnosti rizik použití Dopplerovské metody pro těhotné ženy. Na stránkách firmy Hospimed [16] můžeme nalézt jejich nejnovější ultrazvukový přístroj s popsány parametry.

Nukleární medicína

Dobrymi zdroji pro získání představy o historii nukleární medicíny jsou [13] a [32]. Druhý jmenovaný web přináší podrobnější informace o vývoji nukleární medicíny, z dob jeho raného počátku, až po současnost.

Velmi vhodným internetovým zdrojem jsou stránky Vojtěch Ullmana [44] a [43]. V nich postupně podrobně shrne celou problematiku nukleární medicíny. Vysvětluje zde jak fyzikální princip zobrazování, tak i její náročnou technickou realizaci. Porovnává obě nukleární metody mezi sebou a snaží se je postavit do konfrontace s ostatními zobrazovacími metodami. Na stránkách České společnosti nukleární medicíny [9] pak nalezneme obecné definice, směrnice, statistiky a aktuality z oboru nukleární medicíny.

Na webové adrese [21] je výborný elektronický článek o hybridních systémech jako jsou PET/CT či SPECT/CT. Tento anglický text pojednává o jejich použití, současném trendu, srovnává je podle statistik a na závěr odhaduje jejich budoucí význam. Pro ukázkou takového hybridního systému byly použity propagační materiály společnosti GE Healthcare [11], na nichž je možné shlédnout současnou technologickou špičku.

Využití biomechaniky

Pro ukázkou 3D modelů byly použity propagační obrázky společnosti 3Dim Laboratory s.r.o. [4], na kterých prezentuje vytváření 3D modelů na základě dat z CT. S pomocí těchto modelů jsou pak schopni vyrobit např. „záplaty“ pro fraktury lebek. Dále byl pro názornost a představení možností 3D modelů použit obrázek z práce Tomáše Nikla, studenta Lékařské fakulty v Praze, který se ve své práci [40] zabývá prezentací výuky medicíny pomocí 3D modelů orgánů a tkání.

Kapitola 3

Dělení zobrazovacích metod

Zobrazovací metody můžeme rozdělit podle několika kritérií [41]. Nejzákladnějším kritériem je dělení podle druhu použité energie:

- Rentgen
- Ultrazvuk
- Magnetická rezonance
- Nukleární medicína

Podle použití kontrastních látek na vyšetření:

- Nativní – bez použití kontrastních látek.
- Kontrastní – aplikování kontrastních látek do cévního systému, preformovaných či patologických dutin, kde aplikujeme látky pod kontrolou rentgenu, ultrazvuku, magnetické rezonance či nukleární medicíny.

Podle invazivity výkonu rozdělujeme:

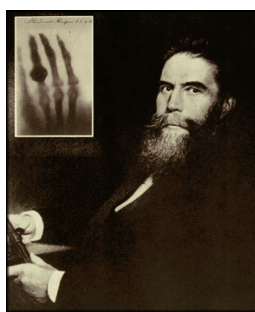
- Invazivní (vnikající) – způsob vyšetřování, při němž vyšetřovací přístroje pronikají dovnitř organismu.
- Neinvazivní (nevnikající) – opak invazivního vyšetřování.

Kapitola 4

Rentgenové záření

4.1 Historie

O objev rentgenového záření se zasloužil známý německý fyzik Wilhem Conrad Röntgen (1845 – 1923), který v podvečer dne 8. listopadu 1895 provedl zajímavý pokus. V temné místnosti nejprve zakryl výbojku silným kusem černého kartonu, který pohltil veškeré viditelné světlo, načež k této výbojce přiložil kus papíru, který byl z jedné strany natřen tetrakyanoplatnatanem barnatým. Zjistil však, že papír, ačkoliv byl vzdálen přes 2m od zcela zakryté výbojky, začal svítit. Svítit neustal ani když dal do dráhy tlustou knihu. Teprve až kovový předmět vyvolal stín. Nakonec přiložil mezi katodovou trubici a stínítko svou ruku a na stínítku se objevily slabé obrysy kostí. Okamžitě mu došlo, že objevil neviditelné záření, které dokáže procházet objekty a má velmi specifické vlastnosti. Následovalo mnoho pokusů, při kterých zjistil, že tloušťka materiálu vložených do dráhy paprsků, je úměrná průsvitnosti obrazu, který zaznamenával na fotografickou desku. Největšího úspěchu však dosáhl, když se mu podařilo ozářit a vyfotit manželčinu ruku. Tato fotografie rychle obletěla celý svět. Nebyl to však jen úžas a šok manželky nad tímto novým objevem, nýbrž vzbudil zájem celé světové lékařské komunity ze všech medicínských oborů, kteří v ní spatřili největší objev lékařské diagnostiky. Tyto neznámé paprsky nazval paprsky X, avšak na jeho počest byly v řadě zemí včetně České republiky pojmenované jeho jménem, tedy paprsky rentgenovými.



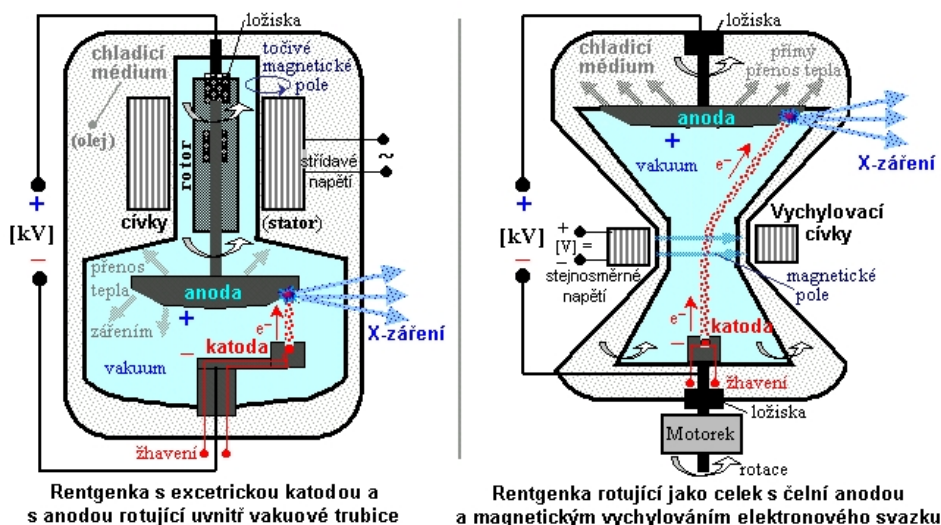
Obrázek 4.1: Fotografie W. C. Röntgena s jeho prvním snímkem [37]

I přesto, že bylo následující rok vydáno ve světě více jak tisíc prací zabývajících se rentgenovými paprsky, byl jeho ohlas u nás, v tehdejší Rakousku–Uhersku, velmi slabý. Ze závěru sjezdu lékařů v Brně překvapivě vyplývá, že tento objev nemá žádného praktického

využití a možná až daleká budoucnost přinese nějaká uplatnění. První rentgenový přístroj u nás proto nebyl instalován v nemocnici, ale překvapivě v restauraci jako atrakce pro hosty, kteří zde mohli ozařovat a sledovat své tělo. K rozšíření rentgenového záření u nás pomohla až více méně náhoda, když si student medicíny Jedlička, později velmi uznávaný český radiolog, při obědě všiml, že má jeden z hostů v břichu hřebík. Tento host byl převezen do nemocnice a úspěšně operován. Tímto činem se konečně otevřela cesta do našich nemocnic, kde bylo roku 1897 provedeno první rentgenové vyšetření. [36] [3] [12] [42]

4.2 Fyzikální podstata rentgenového záření

Rentgenové záření je ionizující elektromagnetické záření s vlnovou délkou v rozmezí 10^{12} až 10^8 m (1 pm až 10 nm) a o energiích desítek až stovek keV. Přírodním zdrojem rentgenového záření je vesmír, umělým zdrojem jsou pak rentgenka nebo betatron. Rentgenka je skleněná trubice s anodou a katodou, ve které je hluboké vakuum. Princip vzniku záření spočívá v rozžhavení wolframového vlákna v katodě, z které začnou vylétávat elektrony. Ty jsou usměrňovány Wehneltovým válcem do jediného bodu na anodě. Mezi anodou a katodou je velmi vysoké napětí v řádu několika desítek až stovek kilovoltů, které udělí vylétajícím elektronům značnou rychlost. Tyto elektrony při svém dopadu na wolframovou anodu přemění pouze 1% veškeré své energie v energii rentgenového záření, zbytek se přemění na energii tepelnou. Z tohoto důvodu musí být anoda velmi intenzivně chlazena a to buď proudící tekutinou, vzduchem nebo rotací, tak aby paprsek elektronů dopadal stále na jiné místo. [22] [45]



Obrázek 4.2: Ukázka konstrukčního provedení rentgenek používaných v radiodiagnostice [42]

Množství vyzařujícího se rentgenového paprsku, neboli intenzita závisí na počtu elektronů dopadajících na anodu a lze ji regulovat pomocí elektrického proudu žhavicího vlákna katody. Naopak pronikavost záření regulujeme pomocí napětí mezi anodou a katodou. Vyšší napětí vyvolá pronikavější záření tzv. „tvrdé“ záření. To způsobuje méně kontrastní obraz, takže se používá spíše k léčbě nádorů. Naopak „měkké“ záření vyvolané menším napětím je

méně pronikavější avšak z důvodu dobrých kontrastních vlastností se používá v diagnostice. Rentgenové záření vycházející z anody je dvojího druhu: charakteristické a brzdné. [22]

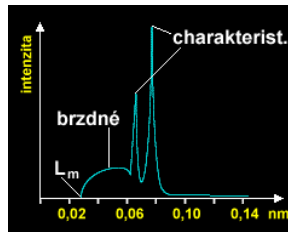
4.2.1 Brzdné záření

Vzniká v důsledku postupného tření letících elektronů o sebe a elastickými nárazy na jednotlivé atomové dráhy, přičemž je brzděn pozvolna a plynule. Tím vzniká celé spojité spektrum záření počínaje vlnovou délkou L_m - což je minimální vlnová délka vzniklá při určitém napětí [22] [45]

$$L_m = \frac{h \cdot c}{e \cdot U} \quad (4.1)$$

4.2.2 Charakteristické záření

Zasáhne-li však letící elektron při dopadu na anodu jiný elektron, obíhající např. po dráze K a jehož vazebná energie je nižší než kinetická energie přilétajícího elektronu, je z jeho dráhy vyražen. Toto místo je okamžitě doplněno jedním elektronem z hladiny L. Tento přestup z vyšší energetické hladiny na nižší je charakterizován vyzářením určitého kvanta energie o určité vlnové délce, která je závislá jen a pouze na materiálu anody. Proto je toto záření označováno jako záření charakteristické. [42]



Obrázek 4.3: relativní záření [22]

Z důvodů minimalizace nežádoucích účinků vyšetření, resp. snížení aplikované dávky záření na pacienta, se v lékařské praxi emitované záření filtruje. Z výsledného spektra se odstraní charakteristické záření a nízkoenergetická část spektra záření, které by se jinak stejně bezúčelně pohltilo v těle pacienta. [22] [45]

4.2.3 Součtové vlastnosti koeficientu tlumení

Míra tlumení závisí obecně na dvou faktorech: velikostí lineárního koeficientu tlumení μ a tloušťkou materiálu d . Lineární koeficient je obecně funkcí energie aplikovaného záření $\mu = f(E)$, avšak při použití monochromatického rentgenového záření je míra utlumení závislá pouze na vlastnostech prozářeného materiálu, jak lze vidět na rovnici 4.2, kde d je tloušťka materiálu, I_0 je vstupní energie a I energie výstupní. [45]

$$\mu = \frac{1}{d} \cdot \ln \frac{I_0}{I} \quad (4.2)$$

4.3 Planární RTG zobrazení

Zobrazování pomocí planárního RTG přístroje je nejstarším, avšak dnes nejběžnějším způsobem zobrazovací diagnostiky. Klasický RTG přístroj je tvořen třemi hlavními částmi. Srdcem je rentgenka, jejíž princip byl popsán výše. Tělo přístroje udržuje rentgenku pomocí nastavitelného ramena v potřebné poloze a jeho součástí je velmi často i výškově nastavitelná lůžka, na které si pacient lehne. Poslední komponentou je pak snímací zařízení. Na základě principu jeho provedení a snímání jsme schopni rozlišit dvě základní diagnostické metody: [42]

4.3.1 Skiaskopie

Historicky starší metoda, která byla kdysi velmi častá, ale od které se díky vysoké radiační zátěži pacienta a hlavně rentgenologa upustilo, je typická přímým vizuálním pozorováním obrazu prošlého RTG záření na fluorescenčním stínítku. Tato metoda tedy měla schopnost zobrazovat dynamické děje v reálném čase. Díky této užitečné schopnosti se později zavedla tzv. nepřímá skiaskopie, která se provádí na přístrojích vybavených zesilovačem obrazu a elektronickým snímáním obrazu, které jsou dobře stíněné, a tak je ozáření rentgenologa minimální. [42]

4.3.2 Skiografie

Skiografie je dnes nejrozšířenější zobrazovací metodou, a to díky své nízké pořizovací ceně a levnému a nenáročnému provozu. Podstatou této metody je, že rentgenkou emitované záření prochází vyšetřovanou tkání a dopadá na fotografický film obsahující bromid stříbrný. Díky fotochemické reakci, při níž dochází k uvolňování stříbra v jeho vazbě, tak vzniká latentní obraz. Tento obraz je nadále nutno vyvolat ve výbojce a ustálit. Hustota zčernání filmu je úměrná množství prošlého záření. Vzniklý RTG fotografický obraz představuje negativní zobrazení hustoty tkáně: místa s nízkou hustotou (měkké tkáně) mají nižší absorpci a proto vysoké zčernání, místa s vysokou denzitou (např. kosti) více absorbují záření a jsou proto na filmu zobrazena světle (s nízkým zčernáním). Pro RTG snímání se používají speciální filmy, které obsahují zvýšený obsah halogenidů stříbra ve srovnání s běžnými fotografickými materiály. V běžné praxi se můžeme setkat s různými velikostmi od těch nejmenších (políčka cca 2x2cm) pro zubní RTG diagnostiku, až po největší formáty pro snímání plic (cca 43x43cm) nebo páteře (96x20cm). Při vlastním snímání jsou filmy uloženy ve speciální světlotěsné kazetě, která se vyjme až v temné komoře. K vytvoření hotových snímků se dnes již používá výhradně vyvolávacích automatů, jež provádí vyvolání, ustálení a sušení zcela automaticky. [42]

4.3.3 Současný vývoj a trend na poli planárních RTG přístrojů

V dnešní době je použití filmů a „mokrého procesu“ na ústupu. Stále častěji jsou nahrazeny digitálními RTG přístroji, které používají k detekci elektronické snímače. Tím se díky moderním zesilovačům, dovolujícím menší intenzitu záření, velmi sníží celková radiační zátěž pacienta. Tato digitalizace snímků však přináší nespočet výhod také pro samotné doktory jako např. snadná reprodukovatelnost snímků, jejich výborná archivace a také možnost sdílení s ostatními doktory. Nejčastějším výstupním formátem jsou v současnosti data ve formátu DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), což je mezinárodní standart pro lékařská data. [42]



Obrázek 4.4: Moderní digitální RTG přístroj od firmy Siemens [5]

4.4 Počítačový tomograf - CT

4.4.1 Historie

Byl to italský radiolog Alessandro Vallebona, který v 30-tých letech 20. století přišel jako první s myšlenkou tomografického řezu. Tato idea byla založená na otáčení rentgenky a filmu kolem jejich osy, takže body blízké této ose zůstaly ostré, zatímco body na okrajích se rozostřily. Takto se tomografie prováděla až do roku 1971, kdy byl sestrojen Sirem Godfrym Newboldem Hounsfieldem první počítačový tomograf, za něhož dostal spolu s Američanem Allanem McLeod Cormackem, který ho sestrojil taktéž, avšak nezávisle na Housfieldu, v roce 1979 Nobelovu cenu. Tento přístroj měl rozlišení 80x80 pixelů, sběr dat mu trval cca 2,5h a obraz byl schopen sestojit až po několika dnech. Tento tzv. EMI scanner mohl snímat pouze mozek a pacientova hlava musela být ponořena ještě ve vodě. Od té doby se díky pokroku výpočetní techniky rozlišení několikanásobně zvětšilo a vyšetření výrazně zkrátilo. Počítačové tomografie dělíme podle technické úrovně do 6 generací: [6] [7] [2]

1. generace

- používá pouze úzký paprsek rentgenového záření.
- pouze jeden detektor.
- translačně-rotační metoda – paprsek translačně prošel kolmo na tělo, pak se pootočil o pevně daný úhel a zase se translačně vrátil zpět.
- vyšetření trvá několik minut.

2. generace

- více detektorů – vějířovitá konstrukce.
- stále translačně rotační metoda.
- snížení času na desítky sekund.

3. generace

- rotační metoda.
- vějířová konstrukce.
- dramatické zvýšení rychlosti.
- minimálně 500 detektorů.

4. generace

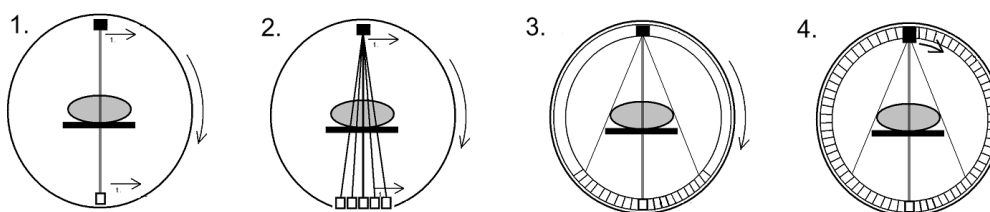
- kruhová konstrukce.
- 1000–3000 detektorů.

5. generace

- konstrukce podobná 3. generaci.
- spirální metoda.

6. generace – Multi-row detector (MDCT)

- na jednu otočku dokáže nasnímat více obrázků díky více řadám paralelně uspořádaných detektorů (běžně až 64).
- matice obrazu 512x512 *px*.



Obrázek 4.5: Schéma 1. - 4. generace [7]

4.4.2 Základní princip CT

Základním principem CT je rotace rentgenky kolem vyšetřovaného objektu, detekce procházejících paprsků a jejich následná digitální rekonstrukce. Srdcem tomografu, nazývaným gantry, je tedy rentgenka a soustava detektorů. Tato soustava se může vůči pacientovi pohybovat buď rotačně nebo u novějších přístrojů spirálně. [45]

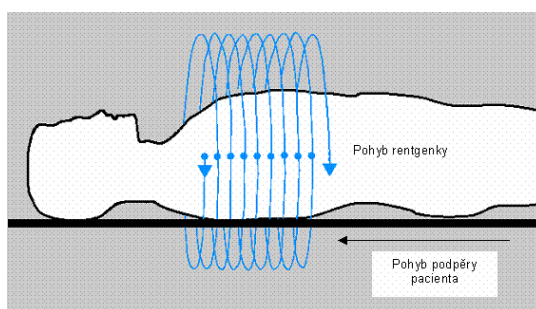
Rotační metoda

Vyšetření touto metodou je založeno pouze na rotačním oběhu rentgenky o 360°. Poté následuje zpracování dat, posunutí sledovaného objektu o určitou vzdálenost a celý cyklus se opakuje. Takto vznikají jednotlivé řezy za sebou. Tento princip může být realizován pomocí dvou konstrukčních řešení - kruhového (viz 4. generace na obr. 4.5) nebo vějířovitého (3. generace na obr. 4.5).

U vějířovité konstrukce jsou detektory umístěné do vějíře naproti rentgence, se kterou se synchronně otáčejí, zatímco u kruhové konstrukce jsou detektory po celém obvodu. V praxi se používá nejvíce konstrukce vějířovitá. Mezi její přednosti patří nižší cena, z důvodu možnosti menšího počtu detektorů, eliminace dopadu nežádoucích (odražených) paprsků a také fakt, že profil zeslabení je změřen v jednom okamžiku, a tudíž jsou sníženy defekty způsobené pohybem pacienta. Kruhová konstrukce se naopak uplatnila v modernější metodě spirální [45]

Spirální metoda

Tato metoda spočívá v kombinaci kontinuálního translačního pohybu stolu s rotačním pohybem rentgenky, takže výslednou trajektorií je šroubovice. Byla umožněna až aplikováním bezkabelového přenosu zdrojového napětí na rotující rentgenku a zdokonalením chlazení rentgenky při jejím kontinuálním provozu. Kvalita spirální metody je dána roztečí P (Pitch), což je jeden z parametrů každého vyšetření. Rozteč je poměr posuvu lůžka δ za dobu jednoho otočení rentgenky k zvolené tloušťce řezu d . Se vzrůstající hodnotou P se zvyšuje rychlost vyšetření avšak na úkor kvality rekonstruovaného obrazu. U moderních přístrojů je možné volit hodnotu rozteče přibližně jedna. Jednou z hlavních výhod této metody je možnost rekonstrukce plošného řezu v jakémkoli místě vyšetřované oblasti pomocí interpolace. [45]



Obrázek 4.6: Spirální metoda [?]

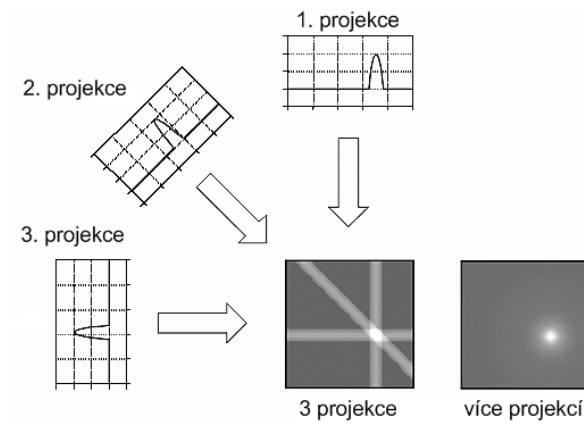
Detekce a následná obrazová rekonstrukce

Ke zjištění intenzity procházejícího záření, a tím určení celkového koeficientu tlumení μ_0 , slouží různé typy detektorů. Mezi nejvíce používané patří detektory na principu xenonové komory a scintilačního krystalu s fotodiodou. U komory je intenzita záření ekvivalentní proudu, který vzniká změnou napětí mezi elektrodami po ionizaci xenonových atomů zářením. U druhé metody dochází k dvoustupňové přeměně energie, kdy scintilační krystal po ozáření uvolní jisté světelné kvantum, které je detekováno fotodiodou a převáděno na ekvivalentní proud. Zkoumaný objekt je tedy prozářen z nejrůznějších úhlů v jedné rovině, čímž získáme zpravidla několik set projekcí. Detekovaná intenzita záření I_x pro každou projekci se nazývá profil intenzity, jehož každý bod udává smíšenou informaci o tvaru a tlumících vlastnostech zkoumaného materiálu. Odečtením intenzity záření od vstupního záření dostaneme v praxi používanější profil zeslabení. Nyní je úkolem výkonného počítače, který, jak už napovídá název, je nedílnou součástí tomografu, zrekonstruovat plošný řez vyšetřovaným objektem. Tento problém v zásadě spočívá ve vyřešení velké soustavy rovnic. Řez se tedy rozdělí na maticí plošných elementů, která vzhledem k nenulové tloušťce řezu tvoří vlastně elementy prostorové, tzv. voxely. Samotný výsledek řešení soustavy rovnic tedy spočívá v přiřazení skutečného koeficientu tlumení ke každému voxelu zvlášť. Tato matematická úloha byla popsána už v roce 1917 Johanem Radonem, po kterém dostala název: Radonová transformace.

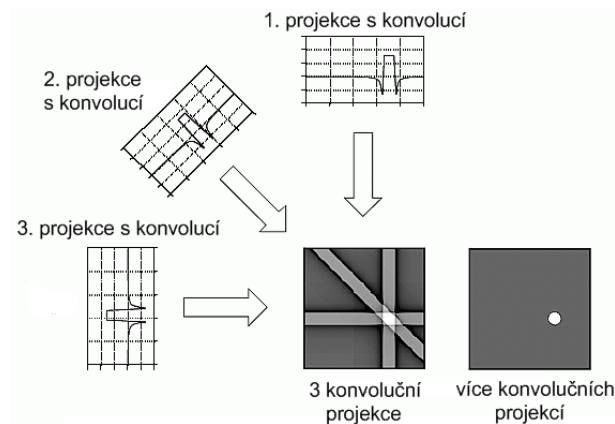
$$p(r, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cdot \delta \cdot (x \cos \theta + y \sin \theta - r) dx dy \quad (4.3)$$

$F(x, y)$ reprezentuje $\mu(x, y)$, r je pozice rentgenky ve směru x , a θ je úhel natočení rentgenky.

Technická realizace obrazové rekonstrukce se u moderních zařízení provádí téměř výlučně pomocí metody **zpětné projekce**. Tato metoda funguje následovně. Mezi rentgenku a detektor je vložen určitý objekt, kterému pro daný svazek paprsků odpovídá určitý profil zeslabení. Tento profil zeslabení zakódujeme do stupňů šedi a převedeme do obrazového řezu. Objekt je ozářen ze všech stran a popsany postup opakujeme pro všechny vyzářené svazky paprsků. Tyto obrazové projekce se v konstruovaném řezu sečtou. Výsledný obraz, vzniklý jejich superpozicí, však připomíná vzor jen vzdáleně. Můžou za to sumární artefakty, vzniklé překryvem jednotlivých projekcí. Obraz je neostří a jeho tvar může být při použití menšího počtu projekcí značně zkreslený. Situace je znázorněna na obrázku 4.7.



Obrázek 4.7: zpětná projekce

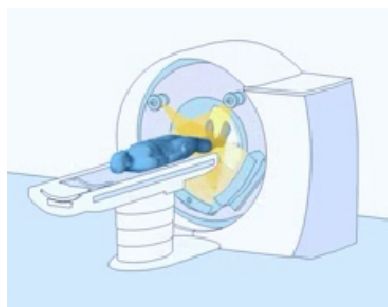


Obrázek 4.8: zpětná projekce s využitím konvoluce

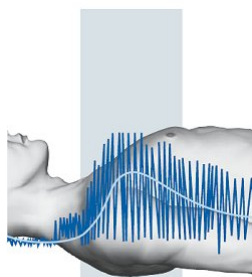
Tomuto však lze lehce zabránit pomocí tzv. konvoluce. Tato matematická metoda je založena na dvojnásobném průniku dvou funkcí. Z nichž první a základní funkcí je tzv. jádro konvoluce, což je funkce určitého profilu, zvolená tak, aby druhá funkce, v našem případě profil zeslabení, s ní vytvořila průnik požadovaných parametrů. Takto můžeme vhodnou volbou tvaru konvolučního jádra eliminovat nežádoucí obrazové artefakty, zdůraznit nebo naopak potlačit ostré hranice mezi jednotlivými orgány nebo zdrsňit či zjemnit texturní strukturu snímků. Na obrázku 4.8 můžeme vidět, jak se přidáním záporných hodnot profilu jádra konvoluce vylepšil kontrast výsledného snímku. [45]

4.4.3 Moderní CT na trhu

Jedním z největších a nejznámějších výrobců počítačových tomografů na světě je firma Siemens. Ta představila v nedávné době svou nejnovější řadu SOMATOM DefinitionTM. Jde o první dvouzdrojový počítačový tomograf na světě. Už z názvu vyplývá, že obsahuje dvě rentgenky otočené vůči sobě o 90° a detektory vějířovitého typu, čím se docílí dvojnásobné rychlosti, rozlišení i výkonu a sníží výrazně dobu ozáření. K jejímu snížení také přispívají speciální technologie nových ultra rychlých keramických detektorů (UFCTM), kterým stačí pro vznik kvalitních obrazů daleko menší množství záření. Dalším unikátem je individuální regulace každé z rentgenek, takže každá na základě velikosti řezu vyzařuje adekvátní množství záření. Tím se výrazně sníží celková radiační zátěž pacienta, neboť předešlé modely měly záření po celou dobu vyšetření konstantní. [24]



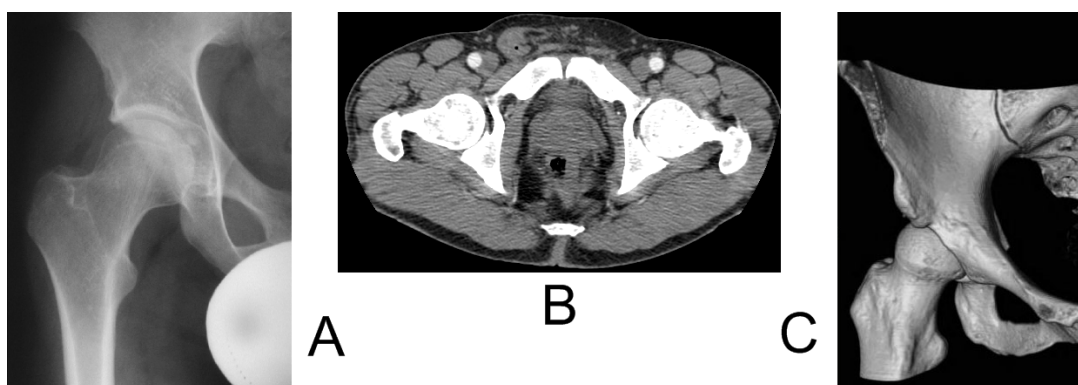
Obrázek 4.9: princip dvou rentgenek [25]



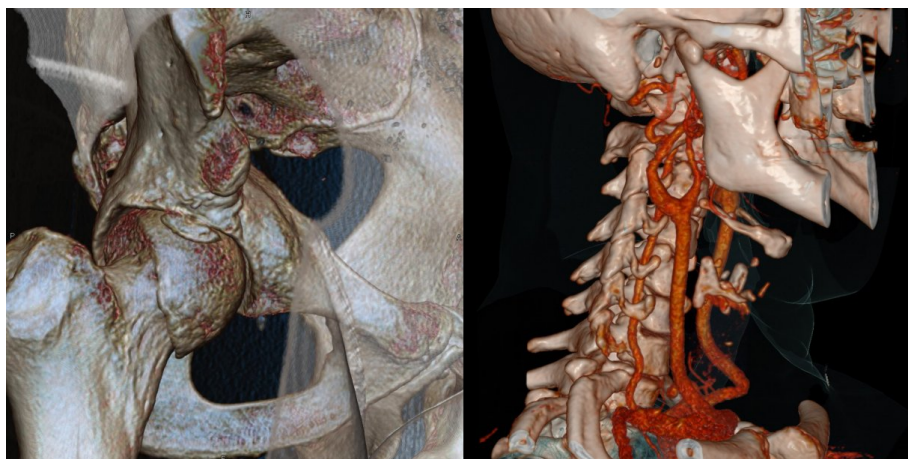
Obrázek 4.10: proměnlivé množství záření [25]

4.5 Význam RTG a CT

Planární RTG se díky své jednoduchosti, ceně a nízkým provozním nákladům stal nejrozšířenějším zobrazovacím přístrojem na světě. Jelikož byla až do devadesátých let minulého století jedinou dostupnou zobrazovací metodou, tak byla na její rozpoznávání upřena velká pozornost. A tak i přesto, že na snímcích lze snadno pozorovat především kostní tkáň, se naučili radiologové rozpoznávat strukturu také tkání měkkých či většiny defektů, a to pomocí lehkých obrysů, stínů či naopak překryvů. Z planární RTG mohli biomechanici získat pouze data dvourozměrná, která však nestačila pro potřeby složitějších výpočtů. Tolik potřebný třetí rozměr přinesly až počítačové tomografy, pomocí níž je dnes možno zrekonstruovat tvarově velmi složité modely lidských kostí a orgánů. Z počítačových tomografů jsou pro účely biomechaniky nejčastěji používány obrazy kostí, které slouží k návrhu a výpočtu např. endoprotéz, zubních můstků, výztuh obratlů atd.



Obrázek 4.11: Snímek kyčle: A) planární RTG, B) tomografický řez z CT, C) 3D zobrazení z CT



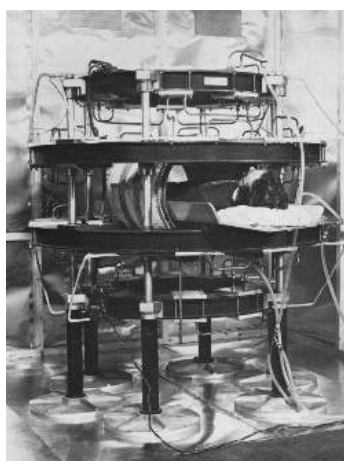
Obrázek 4.12: 3D obraz kyčle a krku, z CT (Siemens, řada SOMATOM) [26]

Kapitola 5

Magnetická rezonance

5.1 Historie

První pokus provedl nevědomky americký fyzik Dr. Isidor Rabi v roce 1936 při sledování chování atomového spektra v magnetickém poli, ale jelikož tehdy netušil o co jde, usoudil, že šlo o chybu měření a výsledky svého pokusu zahodil. V roce 1946 objevili nezávisle na sobě dva američtí fyzikové Felix Bloch a Edward Purcell jako první stěžejní princip magnetické rezonance, který spočíval v závislosti směru atomového spinu na síle a směru umělého magnetického pole a elektromagnetického impulzu do něj přivedeného. Tento objev byl nazván NMR - nuclear magnetic resonance, neboli jaderná magnetická rezonance a za tento objev byli oba fyzikové v roce 1954 oceněni Nobelovou cenou. V následujících letech se NMR spektrografie využívala výhradně jako nedestruktivní materiálová analýza malých vzorků. Roku 1973 však Paul Lauterbur nečekaně zveřejnil jedinečný objev, který znamenal další revoluci v lékařské diagnostice. Podařilo se mu totiž zpětnou projekcí vytvořit 2D obraz dvou válců naplněných vodou, čímž položil základy pro novodobou formu MRI (Magnetic Resonance Imaging) a odstartoval tak její raketový nástup. V roce 1976 byl vytvořen první MR řez prstem a o rok později zveřejnil americký doktor Raymond Damadian první MR obraz celého lidského hrudníku. V roce 1981 byl sestrojen první celotělový 1,5T MR tomograf. [30] [31]



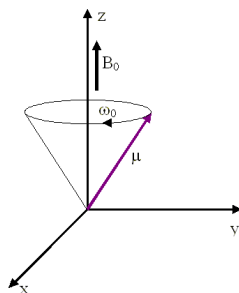
Obrázek 5.1: Jeden z prvních prototypů MR tomografů [8]

5.2 Fyzikální podstata MRI

5.2.1 Klasický model

Každé jádro atomu, které se skládá z lichého počtu protonů a neutronů, si můžeme představit jako kladně nabitou rotující elementární kouli. Její rotaci má za následek celkový rotační impuls jednotlivých protonů a neutronů nazývaný jaderný spin. Jelikož každý pohyb elektrického náboje indukuje ve svém okolí magnetické pole, můžeme tuto kouli považovat za elementární magnetický dipól. Vezmeme-li v úvahu atom vodík H_1 , jako nejvíce rozšířený prvek lidského těla, tak nevykazuje jako celek žádný magnetický moment. Důvodem je náhodný směr rotací jednotlivých protonů.

Situace se však změní, pokud umístíme vyšetřovaný objekt, obsahující zmíněný vodík, do homogenního magnetického pole. Magnetické momenty jednotlivých spinů se okamžitě nasměrují rovnoběžně se siločarami tohoto pole a to buď paralelně se směrem vektoru pole nebo antiparalelně. Paralelní varianta je energeticky výhodnější a tak převažují natočení tímto směrem. (při síle 1,5T připadne na 100 000 antiparalelně uspořádaných protonů 100 007 paralelně uspořádaných). Díky magnetické nerovnováze se každá částice lidského těla stane samostatným magnetickým dipólem. Takto zmagnetizovaná částice však díky magnetickému poli koná, podobně jako dětská káča, precesní pohyb kolem své vlastní osy.



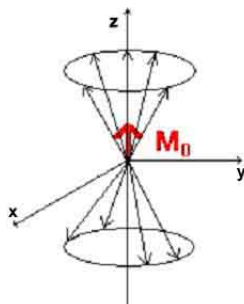
Obrázek 5.2: Precesní pohyb atomu [10]

Frekvence tohoto pohybu, nazývaná Larmonovou frekvencí ω , je závislá pouze na intenzitě vnějšího magnetického pole B_0 a gyroskopickém momentu γ , který je konstantou daného typu částice. Pro vodík je $\gamma = 26,752 \cdot 10^{-7}$

$$\omega = B_0 \cdot \gamma \quad (5.1)$$

Při obvyklé síle pole 1T je Larmonova frekvence rovna asi 42,5MHz.

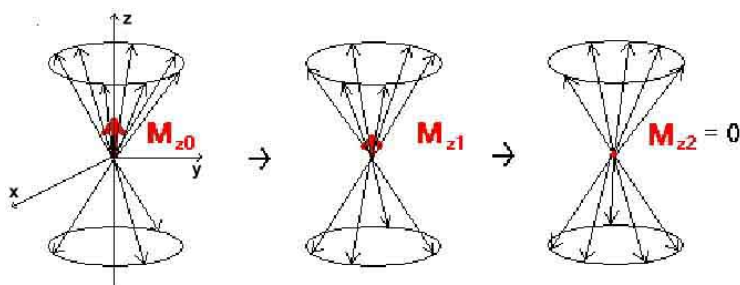
Jelikož se směr magnetického momentu každého jednotlivého precedujícího protonu v čase mění a precedující protony se pohybují v různých fázích (jsou nakloněny v daném čase různým směrem), tak dochází k vzájemnému vyrušení jejich vlivu na úhrnný vektor magnetizace tkáně v rovině os x a y. Vektor výsledné tkáňové magnetizace M_0 má tedy směr totožný se směrem vnějšího magnetického pole B_0 [45]



Obrázek 5.3: Výsledný vektor M_0 [10]

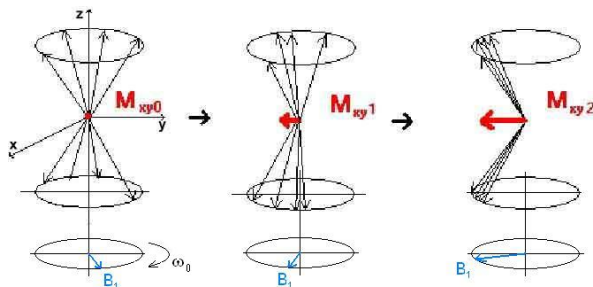
5.2.2 Magnetická rezonance

Vyšleme-li k protonům, rotující úhlovou rychlostí ω , kolmo ke směru vnějšího magnetického pole vysokofrekvenční elektromagnetický impuls (RF) o kmitočtu rovném taktéž ω , dojde k magnetické rezonanci. Tento náhlý přírůstek energie umožní přeskok protonů z nižší energetické hladiny (paralelní orientace) na hladinu vyšší (antiparalelní orientace), a tím dojde ke změně velikosti podélné složky (ve směru osy z) tkáňové magnetizace M_0 .

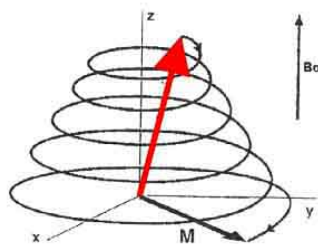


Obrázek 5.4: Změna podélné složky M_0 [10]

Tento elektromagnetický impuls ovlivní také precesi protonů a to tak, že je sfázuje. Výsledkem je, že se výsledný magnetický moment sklopí o 90° a protony rotují Larmonovou frekvencí.



Obrázek 5.5: Sfázování protonů [10]



Obrázek 5.6: Výsledný pohyb obou souběžných procesů [10]

Jakmile elektromagnetický impuls pomine, začnou se všechny protony vracet z vybuzeného stavu do stavu původního. Jelikož při magnetické rezonanci proběhly dva na sobě nezávislé procesy - sfázování protonů a jejich otočení, také při návratu do rovnovážného stavu probíhají tyto souběžné relaxační procesy na sobě nezávisle. [45]

5.2.3 T_1 -relaxace a T_2 -relaxace

Při tzv. T_1 -relaxaci neboli relaxaci spin-mřížka dochází k opětovnému návratu protonů do své polohy a tím růstu výsledného vektoru magnetizace ve směru osy z. Průběh nárůstu v čase má charakter exponenciály a můžeme ho znázornit tzv. T_1 křivkou, kde konstanta T_1 udává čas, za jaký dojde k obnovení velikosti M_z na 63% své původní velikosti.

Tzv. T_2 -relaxace, neboli relaxace spin-spin, probíhá daleko rychleji. Vlivem magnetických polí jednotlivých částic, které způsobují drobné lokální nehomogenity magnetického pole, budou jednotlivé protony precedovat s nepatrně rozdílnými frekvencemi a dojde tak k postupné ztrátě fázové jednotnosti precedujících protonů, a tím také k zániku příčné složky vektoru tkáňové magnetizace M_{xy} . Tuto změnu velikosti v čase popisuje T_2 křivka, jež má také charakter exponenciály. Relaxační konstanta T_2 pak udává čas, za který dojde k poklesu velikosti M_{xy} na 37% svého maxima. Při ní se sfázované protony opět dostanou do svých náhodných precesních drah.

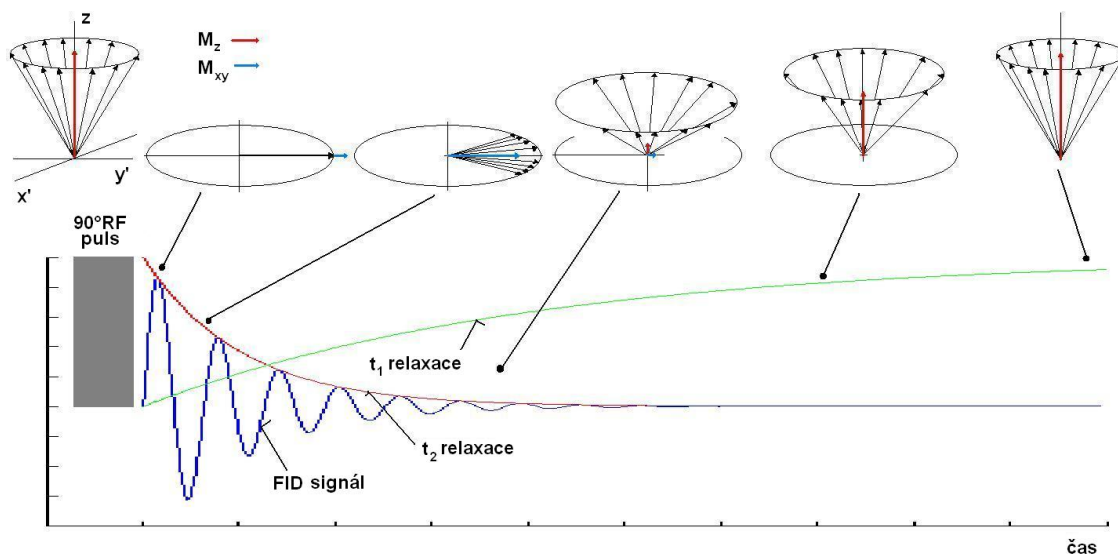
V praxi to vypadá, že jsme schopni přiřadit konkrétní tkáni určitou hodnotu T_1 a T_2 . Pro ilustraci molekuly čisté tekutiny nebo vody mají dlouhou T_1 -relaxaci i T_2 -relaxaci, středně velké molekuly lidských tkání (např. tuku) zase naopak delší.

Často se ještě můžeme setkat s pojmy T_1 nebo T_2 vážený obraz. Principem je kratší doba mezi vysláním dvou RF pulzů, než je doba nutná k úplné T_1 nebo T_2 relaxaci. Zvýhodněním té či oné relaxace dokážeme potlačit nebo naopak zvýraznit určité typy tkání. [10] [45] [35]

Na schématu 5.7 je zobrazen průběh celého procesu.

5.3 MR tomograf

MR tomografy disponuje dnes už většina modernějších nemocnic. Stále jsou však díky vysokým pořizovacím a provozním nákladům nedostatkovou komoditou. Pro dobré zobrazení je důležité kvalitní a silné homogenní magnetické pole, vytvářené obrovským magnetem. Síla tohoto magnetu je hlavním určujícím parametrem každého MR tomografu. Čím větší, tím lepší zobrazovací schopnosti. Vzhled všech MR tomografů je velmi podobný – masivní



Obrázek 5.7: Průběh magnetické rezonance [10]

kvádr nebo válec, jehož středem prochází otvor. Po obvodu tohoto otvoru je za krytem umístěn zmiňovaný magnet. Rozlišujeme 3 druhy magnetu: [17]

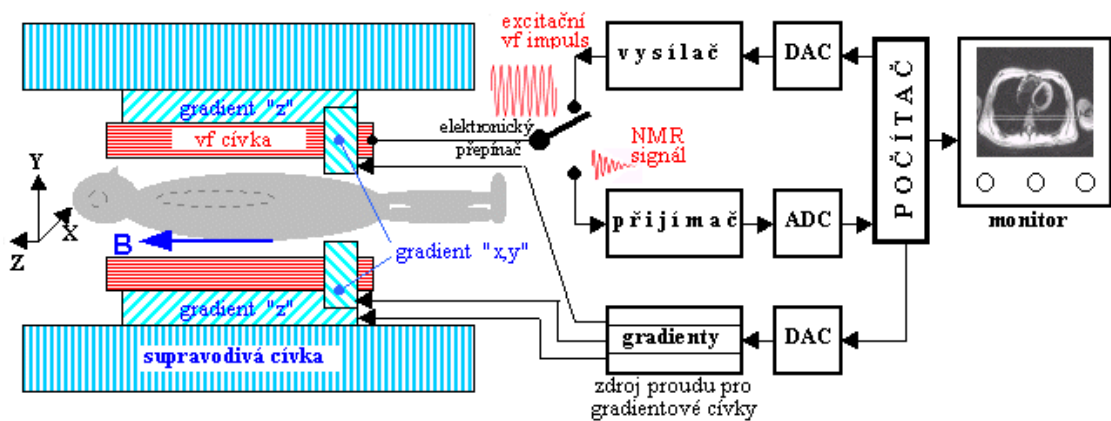
1. Permanentní magnet – jak už s názvu vyplývá, je magnetem, který vytváří magnetické pole neustále. Tyto magnety dosahují běžně síly pouze 0,3 T.
 - + zanedbatelné provozní náklady
 - obrovská hmotnost (i víc jak 12 t) spjatá samozřejmě s obtížnou dopravou a instalací do nemocnice
2. Odporový magnet – skládá se z mnoha drátěných vinutí či cívek, které po průchodu proudem indukují magnetické pole. Tyto magnety dosahují síly kolem 0,5 T.
 - + magnetické pole pouze v době vyšetření a nízká pořizovací cena
 - obrovské provozní náklady spojené s velkým odběrem proudem (až 50 kW)
3. Supravodivý magnet – tyto magnety dosahují dnes nejvyšších výkonů, a to síly až 3 T. Jejich princip je založen na supravodivosti. Vinutí, totožné jako u odporového magnetu, je vakuově zapouzdřeno a ochlazováno tekutým heliem na $-270\text{ }^{\circ}\text{C}$, čímž se sníží rezistivita vodiče na nulu a takovýto vodič se stává supravodivým. Tím se sníží zbytečné tepelné ztráty na vodiči a jsme schopni docílit daleko lepších výkonů.
 - + vysoká kvalita zobrazování
 - vysoké pořizovací a provozní náklady

Jestli jsme schopni říci, že je srdcem MR tomografu jeho magnet, tak jeho mozkem je nesporně velmi výkonný počítač. Ten musí řídit veškeré procesy během vyšetření a pomocí rychlé Fourierovy transformace rekonstruuje v reálném čase celé série snímků vyšetřovaných tomografických řezů (až 8694 snímků za sekundu). Poslední důležitou součástí a pomyslnými rukami MR tomografu jsou jeho radiofrekvenční cívky. Ty slouží jednak jako antény vysílající a přijímající elektromagnetický signál nebo jako nejrůznější modifikátory magnetického pole v cílovém prostoru MR systému. Rozeznáváme čtyři druhy těchto cívek: [19]

1. Gradientní cívky - slouží k identifikaci jednotlivých voxelů těla, neboť všechny protony uvnitř pacientova těla vykonávají díky technologii moderních tomografů precesní pohyb s naprosto identickou frekvencí. Gradientní cívka proto vytvoří nehomogenní magnetické pole, které narůstá lineárně například s podélnou osou pacienta. Toto magnetické pole superponuje s vnějším magnetickým polem, čímž docílíme toho, že protony podél osy těla, začnou vykonávat precesní pohyb s rozdílnou frekvencí. K docílení magnetické rezonance jen konkrétního řezu nám postačí pouze vyslání signálu o frekvenci, dané polohou tohoto řezu. K tomu abychom mohli spolehlivě určit jen jeden voxel v prostoru, musíme použít gradientní cívky tři - pro každou osu zvlášť. Takto má každý kousíček těla přidělenou určitou frekvenci.
2. Objemové cívky - jsou to celotělové cívky, které vysílají i přijímají RF signál z celého těla.
3. Povrchové cívky - cívky, anatomicky i elektronicky specializované na konkrétní část těla (hlava, hrudník, končetiny atd.). Většinou jen přijímají signál, který je díky tomu, že jsou blíže vyšetřovanému objektu, daleko lepší než signál z cívek objemových.
4. Vyrovnávací cívky - korigují nehomogenity statického magnetického pole B_0



Obrázek 5.8: Ukázka různých typů povrchových cívek



Obrázek 5.9: Princip MR-tomografu [42]

5.3.1 Moderní MR tomografy na trhu

Nejvýkonnější MR tomografy jsou v současnosti konstruovány na bázi supravodivých magnetů chlazených héliem a dosahujících síly až 3T. Je tendence zvětšovat průřez tunelu (až 70cm) nejenom kvůli větším rozměrům obéznějších lidí, ale i kvůli většímu pohodlí pacientů a také zkracovat čas vyšetření. Moderní MR tomografy jsou vybaveny špičkovými počítači schopnými rekonstruovat necelých 9000 obrázků za sekundu. I přesto však běžná vyšetření trvají i déle než 10 min.

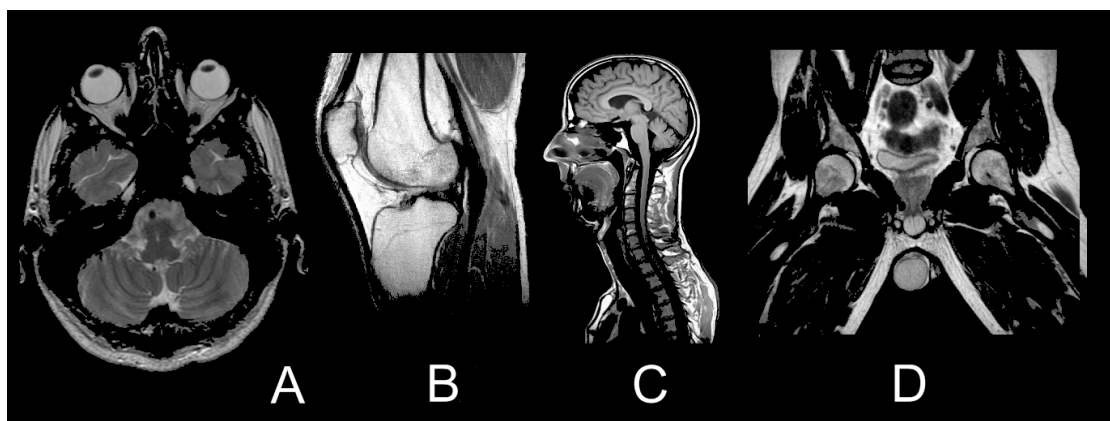


Obrázek 5.10: Moderní 3T MR-tomograf [20]

5.4 Význam MRI

Použití MRI v praxi má veliký význam hlavně v oblasti zobrazování měkkých tkání. Lékaři můžou s jeho pomocí pozorovat např mozek, svalstvo či vnitřní orgány a to buď staticky nebo dokonce i v reálném čase. Takto lze pozorovat například práci srdce. Nespornou výhodou magnetické rezonance je to, že pacient není vystavován nebezpečným účinkům rentgenového záření. S pomocí magnetické rezonance jsme oproti CT schopni vytvořit řez tělem v libovolné rovině. Také obsluhující personál nemusí být zavřený v odstíněné komoře, jak je tomu běžné u RTG nebo CT vyšetření, což zlepšuje psychický kontakt mezi doktorem a pacientem. Nevýhodou MRI je samotný magnet. Díky jeho síle nemůžou být vyšetřeni

pacienti s kovovými implantáty (např. endoprotézy, svorky, šrouby) nebo elektronickými zařízeními (např. kardiostimulátory), protože by se díky silnému magnetickému poli buď silně zahřály, rozkmitaly nebo při použití opravdu silných magnetů i vyrvaly z těla ven. Tento fakt použití MR výrazně omezuje. Možná stojí za zmínku to, že je MR tomograf při vyšetření velice hlučný (neustálé přepínání cívek), takže pacient, ležící uvnitř tunelu, může trpět při delším vyšetření klaustrofobií a nedokáže být nehybný, což je pro správný výsledek nezbytné. Koupě a provoz vyšetření pomocí magnetické rezonance je stále velmi nákladný, takže jsou tyto přístroje doménou větších nemocnic.



Obrázek 5.11: Ukázka zobrazení z MR tomografu: A) kolmý řez lebkou, B) podélný řez kolenem, C) podélný řez horní části těla D) podélný řez pánví

Kapitola 6

Ultrazvuk

Diagnostický ultrazvuk je velice efektivní neinvazivní zobrazovací metoda, která využívá ultrazvukového vlnění o vysoké frekvenci pro anatomické zobrazení tkání a orgánů ve vyšetřované oblasti lidského těla. S pomocí Dopplerovského ultrazvukového vyšetření můžeme navíc zobrazit cévní řečiště, spočítat v něm rychlost krve nebo nalézt zúžení či uzávěr cév. Diagnostický ultrazvuk je bezpečnou a spolehlivou zobrazovací metodu používanou už desítky let. [27]

6.1 Historie

6.1.1 Objev ultrazvukového vlnění

Již koncem 18. století si italský biolog Spallanzani při studiu letu a chování netopýrů všiml, že se i v naprosté tmě dokáží velmi obratně vyhýbat různým překážkám. V roce 1794 ve své knize *Opuscoli di Fisica* správně odhadl, že tato vlastnost nesouvisí se zrakovým vjemem, ale s dosud neznámými, lidským uchem neslyšitelnými zvukovými vibracemi. Tyto vibrace netopýři za letu trvale vydávají a na základě jejich odrazu od překážek zpětně vyhodnocují, čímž si vytvářejí mapu okolního prostředí. Tento obdivuhodný předpoklad potvrdili až o 250 let zoologové Galambos a Griffin. V roce 1847 se Joulovi jako prvnímu podařilo ultrazvuk uměle vygenerovat. Pomocí magnetostrikce dosáhl frekvence až 200 kHz. Roku 1880 sestrojil Galton píšťalu, která generovala zvuk o frekvenci 40 kHz a zpozoroval, že ho jsou schopni psi vnímat, ačkoliv je pro lidské ucho neslyšitelný. Převratným milníkem v historii ultrazvuku se stal v roce 1880 objev bratrů Jacqua a Pierra Curie. Ti jako první objevili a popsali piezoelektrický jev, který spočíval ve vzniku volného elektrického náboje na povrchu některých krystalů při jejich tlakové deformaci. Na základě Lippmanových teoretických výzkumů se jim pak podařilo vytvořit tzv. nepřímý piezoelektrický jev, což je jev k piezoelektrickému jevu opačný. Přivádění střídavě kladného a záporného elektrického náboje na povrch krystalu způsobovalo jeho smršťování či roztahování. Tento objev umožnil rázem generovat ultrazvukové vlnění o podstatně vyšších frekvencích, než doposud umožňovaly píšťaly nebo magnetostrikce. V průběhu nastupující průmyslové revoluce byl však ultrazvuk opomenut a dál nezdokonalován.

Prvního uplatnění se ultrazvuk dočkal až v roce 1912 po známé katastrofě lodi Titanic. Tehdy Angličan Richardson sestrojil zařízení, které vysílalo ultrazvukové vlnění horizontálně ve směru plavby lodi a registrovalo zpětné odrazy od ponořených částí plujících ledovců. V průběhu 1. světové války byl ultrazvuk používán Angličany a Francouzi pro detekci německých min a ponorek. Během 2. světové války byl tento systém ještě zdokona-

len a pod názvem SONAR (*Sound Navigation and Ranging*) je znám dodnes. K rozšíření ultrazvuku do oblasti průmyslu přispěly objevy ruského vědce Sokolova, které se staly roku 1929 základem pro materiálovou defektoskopii. Dalším milníkem byl v roce 1955 Jaffeho objev syntetického piezoelektrického materiálu. Tyto keramické elektrostriční materiály (olovnatý zirkonát titanát, baryum titanát) a později monokrystaly (lithium niobát) zcela nahradily a svými parametry předčily materiály přírodní, čímž dali vznik výkonným a citlivým ultrazvukovým měničům. [38]

6.1.2 Ultrazvuková diagnostika v lékařství

Ultrazvuk po svém objevení čekal velmi dlouho v pozadí lékařského dění, než nabyl patřičného významu. První zájem lékařů a biologů se projevil až v roce 1927, kdy byly popsány destruktivní účinky ultrazvuku na živou tkáň. Jeho první aplikací v praxi byla fyzioterapie, která nevyžadovala příliš složité přístroje. Mnoho lékařů v té době ultrazvuk tak nadchnul, že ho začali aplikovat k léčbě nejrozličnějších chorob, aniž by tak jednali na seriózním vědeckém základě. Později se samozřejmě ukázalo toto léčení zcestné a od ultrazvuku se upustilo. Prvním lékařem, který se věnoval hlouběji ultrazvukové diagnostice byl vídeňský neurolog Dussik. V roce 1942 se zabýval prozvučováním mozkové komory ultrazvukem. Jeho, v té době fantastické, výsledky však byly v 50-tých letech označené za pouhé zobrazovací artefakty. První zobrazovací stroje se objevily až v padesátých letech a šlo většinou o upravené průmyslové defektoskopy. V roce 1951 byl v Americe sestaven první 2D přístroj. Tyto přístroje měly v 50-tých letech podobu vany napuštěné vodou, ve které seděl pacient a kolem něj horizontálně kroužila ponořená sonda. V roce 1955 se podařilo japonskému vědci Satomurovi využít v ultrazvuku Dopplerova principu a dokázal tak měřit průtok krve v cévách. V 60. letech už byly sondy upevněné na pohyblivém rameni a dokázaly zobrazit obraz v čtyř-stupňové škále šedi. V roce 1965 se podařilo Krausovi se Soldnerem zkonstruovat první přístroj, jež zobrazoval pacienta v reálném čase. Na počátku 70-tých let došlo k digitalizaci ultrazvuku. S ní se objevila první barevná Dopplerovská zobrazení a na počátku let 80-tých první 3D zobrazení. Další vývoj ultrazvukové diagnostiky byl úzce spojen s pokrokem ve výpočetní technice. [14] [15]



Obrázek 6.1: Ultrazvukový přístroj z roku 1957 [14]

6.2 Fyzikální podstata ultrazvuku

Ultrazvuk je akustické vlnění v rozsahu kmitočtů 20 kHz až 1 GHz. Pro lékařskou aplikaci se používá frekvenční pásmo 2–30 MHz, vyšší pak pro ultrazvukovou mikroskopii.

6.2.1 Vznik ultrazvukové vlny

Ultrazvukovou vlnu jsme schopni vytvořit mnoha způsoby: [45]

1. Mechanicky – použitím ultrazvukových píšťal nebo sirén ve vzduchu či kapalině.
2. Termicky – vysokofrekvenčními pulzacemi vzniklými periodickým přehřátím plynů anebo pevných těles.
3. Opticky – laserovými impulsy o energii v oblasti mezi 10 a 100 mJ. Takto ozářené médium po překročení kritické hodnoty energie paprsku zplynovatí. Vzniknuvší kavitáční bubliny se rozpadají a produkují sférické ultrazvukové vlny.
4. Elektromechanicky – vybitím vysokonapěťového kondenzátoru přes cívku se rozkmitá kovová membrána, čímž způsobí ultrazvukové vlnění.
5. Piezoelektricky – základem je piezoelektrický jev, jež spočívá v deformaci piezoelektrického krystalu po přivedení elektrického napětí na jeho protilehlé elektrody a naopak. Přivedením střídavého proudu na piezokrystalický krystal docílíme periodické deformace krystalu s kmitočtem rovným frekvenci střídavého proudu, čímž se z něj stane zdroj ultrazvukového vlnění. Opačným postupem se stává z krystalu detektor.

6.2.2 Šíření ultrazvukové vlny tělem

Vyslání ultrazvuku do těla pacienta vyvolá šíření pohybu tlakové vlny. Tato vlna je v měkkých tkáních podélná, v kostech se šíří i příčně. Její intenzita a směr šíření je závislý na interakci čela vlny s tkáněmi jednotlivých orgánů a s hranicemi mezi těmito orgány. Při každém takovémto kontaktu je část vlny pohlcena, rozptýlena nebo odražena. Takovýto zeslabený signál je pak možno po výstupu změřit a získat tak sumární informaci o vlastnostech vyšetřovaných tkání. Tato metoda je označována jako transmisní. [45]

Rychlost šíření vlny

Rychlost čela vlny je závislá na prostředí, v nichž se pohybuje.

Prostředí	Rychlost [m/s]
vzduch	330
voda o teplotě 37 °C	1520
tuk	1450
játra, ledviny	1560
kosti	3800

Jelikož jsou ultrazvukové diagnostické přístroje určeny pro zobrazování měkkých tkání, jsou kalibrovány na rychlost 1540 m/s. [45]

Odraz vlny

Poté, co vyslaná vlna o počáteční intenzitě I_0 narazí kolmo na hranici dvou tkání o různé akustické impedanci, dojde na tomto předělu k jejímu odrazu. Menší část vlny o intenzitě I_r se odrazí zpět ke zdroji, zatímco zbytek pokračuje ve směru původním. Odpor, jež klade tkáň ultrazvukové vlně, je nazýván charakteristickou impedancí a značíme ho Z . Pro něj platí: $Z = \rho \cdot v$, kde ρ je specifická hmota tkáně a v je rychlost šíření vlny.

Poměr amplitudy odražené a dopadající vlny je dán následujícím vztahem:

$$\frac{I_r}{I_0} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad (6.1)$$

Z rovnice jasně vyplývá, že čím větší je rozdíl impedancí mezi jednotlivými tkáněmi, tím větší část vlny se odrazí zpět. [45]

Lom vlny

Nedopadá-li vlna na hranici dvou tkání pod úhlem $\alpha = 90^\circ$, dochází k jejímu lomu. Ze známých hodnot rychlostí v_1 v první tkáni a v_2 v druhé tkáni lze snadno pomocí Snellova zákona vypočítat úhel lomu vlny.

$$\frac{\sin \beta}{\sin \alpha} = \frac{v_2}{v_1} \quad (6.2)$$

Lom vlny je nežádoucím signálem, který vede ke vzniku rušivých obrazových artefaktů. [45]

Tlumení vlny

Každá vlna je po průchodu tkání do jisté míry tlumena. K absorpci energie dochází díky přeměně pohybové energie na energii tepelnou. Toto teplo vzniká při elementárních deformacích, vzniklých interakcí čela ultrazvukové vlny s molekulami vyšetřované tkáně. Mírou tlumení je koeficient α , který je specifický pro dané médium a frekvenci. Na základě jeho vlastností platí, že zvyšující se nosná frekvence snižuje hloubku možného zobrazení (*penetraci*). Pro nejpoužívanější frekvenční pásma 3,5 MHz a 7,5 MHz je to 15 cm, respektive 5 cm.

Na základě známé hodnoty vstupní amplitudy A_0 , hloubky penetrace d a hodnoty absorpčního činitele α je možné vypočítat výslednou amplitudu A podle vztahu: [45]

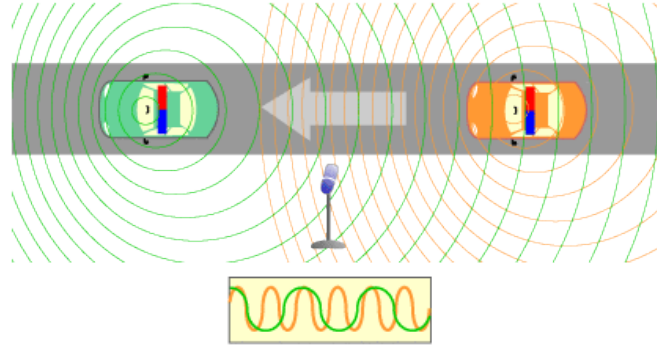
$$A = A_0 \cdot e^{-\alpha \cdot 2d} \quad (6.3)$$

Rozptyl vlny

Předchozí fyzikální procesy nastávaly pokud vlna dopadla na rozhraní nebo objekt (tzn. reflektor) podstatně větších rozměrů, než je její vlnová délka. Dopadne-li však na reflektor stejných rozměrů, tedy asi 100 μm , dojde k tzv. rozptylu ultrazvukové vlny. Tuto velikost mají v těle hojně zastoupené molekulární konglomeráty parenchymatických tkání. Díky rozptylu na těchto tkáních má ultrazvukový snímek typickou, hrubě zrnitou texturu (tzv. *speckle-fenomén*). [45]

6.2.3 Dopplerův efekt

Tento efekt spočívá ve změně frekvence a vlnové délky přijímaného elektromagnetického vlnění oproti vlnění vysílanému, způsobené nenulovou vzájemnou rychlostí vysílače a přijímače. Tohoto jevu si všiml v roce 1842 profesor pražské techniky Christian J. Doppler. Schématický model Dopplerova jevu je znázorněn na obrázku 6.2.

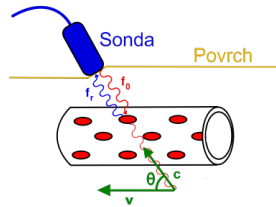


Obrázek 6.2: Příklad Dopplerova efektu na dvou jedoucích autech [18]

Detekovanou frekvenci f_E jsme schopni vypočítat ze známé vysílací frekvence f_0 , rychlosti v a rychlosti šíření elektromagnetických vln v daném prostředí c podle vzorce:

$$f_E = f_0 \cdot \left(1 \pm \frac{v}{c}\right) \quad (6.4)$$

V lékařské aplikaci vypadá měření následovně: ze sondy vyšleme pod úhlem θ ultrazvukovou vlnu o frekvenci f_0 a rychlosti c . Ta se reflektuje o červené krvinky, tekoucí rychlostí v a vrací se zpět s frekvencí f_E jak je ukázáno na obr. 6.3.



Obrázek 6.3: Měření průtoku krve

Rozdíl mezi frekvencí vyslané a odražené vlny nazveme Dopplerovou frekvencí f_D , pro níž platí vztah:

$$f_D = \pm 2 \cdot f_0 \cdot \left(v \cdot \cos \frac{\theta}{c}\right) \quad (6.5)$$

Rychlost toku krve je přímo úměrná Dopplerově frekvenci a lze ji stanovit dle následujícího vztahu: [45]

$$v = \pm f_D \cdot \frac{c}{2 \cdot f_0 \cdot \cos \theta} = \pm f_D \cdot K \quad (6.6)$$

6.3 Ultrazvukové diagnostické přístroje

V současnosti pracuje naprostá většina ultrazvukových diagnostických přístrojů na základě reflexní metody, kdy vyhodnocujeme zeslabený paprsek odražený zpět k sondě. Výhradně pro speciální klinická zařízení se používá metoda transmisní, která spočívá ve vyhodnocení zeslabené vlny po prostupu tělem pacienta.

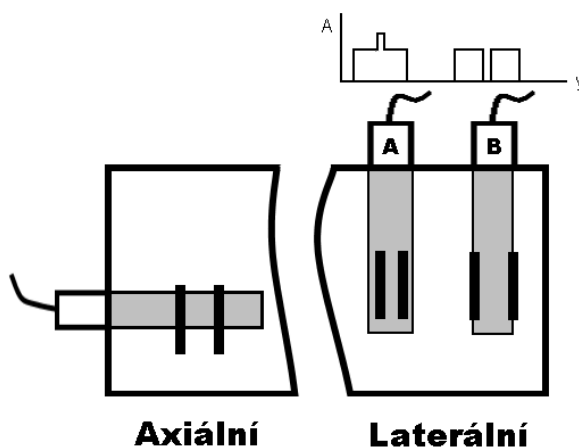
6.3.1 Měřicí princip

Základem ultrazvukové diagnostiky je vyslání určité sekvence pulsů do těla pacienta, následné zachycení jejich ozvěn (reflektované pulsy) a jejich vyhodnocení. Princip si můžeme detailněji vysvětlit na následujícím případě. Poté, co vyšle sonda s nosnou frekvencí 3,5 MHz do těla impuls o délce trvání $T_S = 1\mu s$, se okamžitě přepne na příjem a čeká na signál. Po jeho příjmu určíme jeho čas a označíme jej dobou echa T_E . Jelikož známe rychlost v ultrazvukové vlny v měkkých tkáních člověka (1540 m/s) a dobu T_E , můžeme snadno vypočítat dvojnásobnou vzdálenost reflektoru a to ze vztahu:

$$2d = v \cdot T_E \quad (6.7)$$

Sonda vyčká na všechna echa signálu z celé hloubky penetrace, což trvá při frekvenci 3,5 MHz zhruba $200\mu s$, a poté vyšle další signál. Moderní sondy dokáží těchto ultrazvukových pulsů vyslat 3–5 tisíc za vteřinu. Každé echo je pak spolu s informací o jeho okamžité poloze a o směru vyslaného příslušného pulsu uloženo do počítače. Následně je rekonstruován obraz tak, že každému echu je na základě jeho amplitudy přiřazen určitý stupeň šedi.

Rozlišovací schopnost u snímku pořízeného ultrazvukem je narozdíl od CT nebo MRI silně směrově závislá. Obrazové rozlišení získané ve směru šíření čela vlny (axiální obrazové rozlišení) je daleko lepší než rozlišení získané ve směru kolmém na směr šíření (laterální obrazové rozlišení) a to proto, že při axiálním směru nedochází k lomu vlny, jež je typický pro laterální směr.



Obrázek 6.4: Axiální a laterální obrazové rozlišení

Na obrázku 6.4 si můžeme všimnout, že při axiálním zobrazení dvou reflektorů závisí jen na časovém intervalu mezi detekcí obou ech. Je-li tento interval delší než jeho časová

rozlišovací schopnost, lze tyto reflektory rozlišit. Proto čím větší je nosná frekvence tím větší je axiální rozlišovací schopnost.

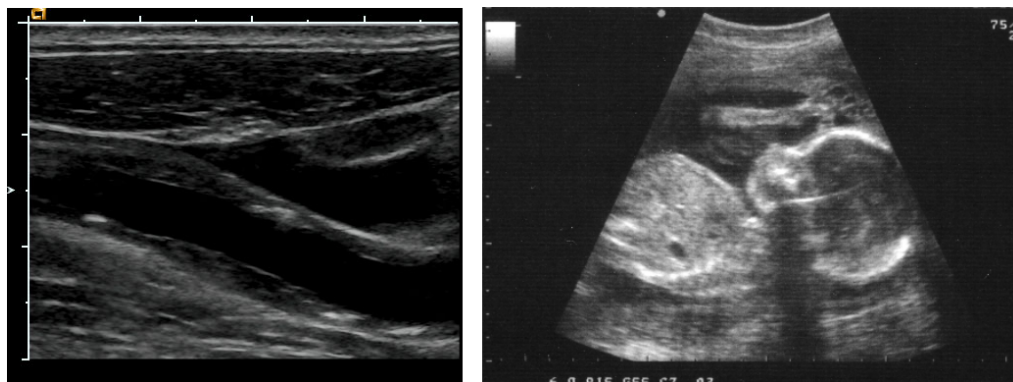
Pro laterální rozlišení si můžeme na obrázku všimnout dvou případů. V případě A, jsou reflektory umístěné blízko sebe, amplitudy jejich ech splývají a leží tak pod hranicí laterálního obrazového rozlišení, tedy pro nás nezjistitelné. U příkladu B, kdy je vzdálenost reflektorů větší, si už můžeme všimnout dvou zřetelných samostatných amplitud. Laterální rozlišení jde zlepšit pomocí lepší fokusace paprsku. [45]

6.3.2 Ultrazvukové sondy

Moderní ultrazvukové přístroje by se nikdy neobešly bez kvalitních sond, takže na jejich výběr musí být brán patřičný zřetel. V praxi rozlišujeme dva hlavní druhy:

- sondy s lineární geometrií
- sondy se sektorovou geometrií

Lineární sondy se vyznačují výborným zobrazením míst blízkých sondě, avšak mají díky obdélníkovému zobrazení jen malé zorné pole. Tento nedostatek odstraní lineární zakřivené sondy, které mají stejné parametry zobrazení blízkých míst, ale navíc díky zakřivené konstrukci i širší zorné pole. Sektorová mechanická sonda se používá k získání sektorového řezu hluboko položených míst v lidském těle (15–20cm). V hlavě sondy jsou umístěny 3 piezokrystaly, které rotují a zapínají se pouze v bodě kontaktu s vyšetřovaným objektem. Posledním typem je sektorová elektronická sonda – v této sondě je série vyslaných pulzů ještě před vstupem do pacientova těla individuálně zpožděna, čímž se změní sklon čela roviny. Před samotnou detekcí jsou jednotlivé série pulzů opět časově homogenizovány. Výsledkem tohoto procesu je sektorová geometrie a vysoká kvalita diagnostického snímku. [45]

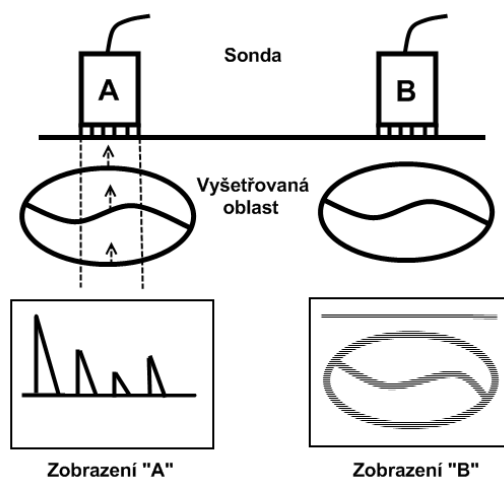


Obrázek 6.5: Zobrazení pomocí sondy lineární a sektorové

6.3.3 Základní typy rozlišení

Nejjednodušším typem ultrazvukového obrazu je jednorozměrné zobrazení A (Amplitude), které je charakterizované posloupností amplitud, tedy množstvím odražené energie. Tento typ zobrazení se dosud používá v oftalmologii. Zobrazení B (Brightness), jež se stalo významným mezníkem v ultrazvukové diagnostice, je už dvojrozměrné. Zobrazení B moduluje pomocí zachycených odrazů jas obrazu. U první varianty tzv. *statického* zobrazení B

vznikal obraz velmi pomalu, přičemž bylo nutné ručně sondu posouvat a naklánět. Sonda obsahovala pouze jediný měnič. Tato varianta však nebyla schopna zachytit pohybující se struktury. Proto byla pro potřeby kardiologického vyšetření zkonstruována metoda M (původně TM z anglického Time Motion). Ta už byla tyto struktury (např. srdeční stěny, cípy srdeční chlopně) schopna zachytit. V současnosti se využívá výhradně zobrazení B dynamického typu s rychlým způsobem snímání a širokou stupnicí šedi (128 – 256 stupňů šedi). Tato metoda je založena na vytvoření postupné série obrazů vyšetřované oblasti. Tu dokáže díky své rychlosti snímat v reálném čase. [28]



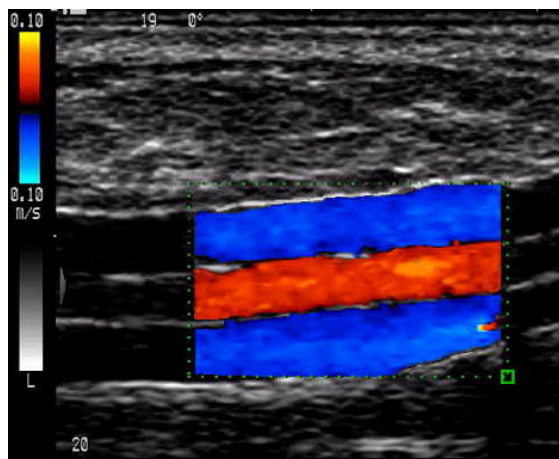
Obrázek 6.6: Druhy zobrazení

U konvenční duplexní ultrasonografie je uvnitř obrazu, vzniklého dynamickým B-zobrazením, definován malý vzorkovací objem, z něhož je Dopplerovská informace o rychlosti toku analyzována pomocí rychlé Fourierovy transformace (FFT – Fast Fourier Transform) a zobrazena jako tzv. Dopplerovské spektrum, které představuje časový průběh rychlosti. Pro barevné kódování toku krve (CFM – Colour Flow Mapping) se využívá střední rychlosti toku. Standardně je tok od sondy kódován modře, tok k sondě červeně, jas barvy je funkcí rychlosti toku a turbulence se zobrazuje nejčastěji přidáním zelené barvy, jak je možné spatřit na obrázku 6.9. Barevné zobrazení rychlosti má své výhody i omezení. Mezi jeho výhody patří: [29]

- snadná a rychlá identifikace cévy vzhledem k jiným tkáňovým prostorům
- určení směru toku proudící krve
- orientační posouzení rychlosti proudící krve podle tónu barvy

Nevýhodou je:

- zobrazení střední rychlosti toku
- malá citlivost pro pomalé toky a toky v malých cévách
- sklon k barevným obrazovým artefaktům, jež jsou způsobeny přidavnými pohyby nebo přenosem arteriálních pulzací
- dlouhý časový úsek nutný ke vzniku barevného obrazu (50 – 150 ms)



Obrázek 6.7: Červeně zobrazená tepna a modře žíla [33]

6.4 Moderní ultrazvukové přístroje

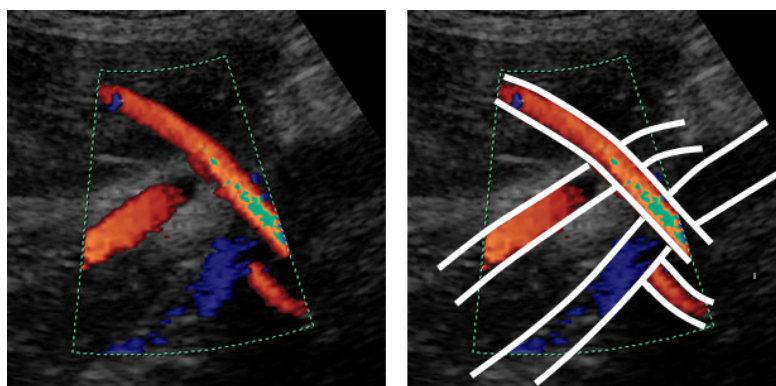
V současnosti jsou ultrazvukové přístroje již plně digitalizované, vybavené výkonným počítačem s možností uložení dat na pevné disky. Díky silnému počítači lze k přístrojům připojit i několik sond současně. Mimo standardní dynamické B zobrazení disponují novější přístroje také 3D zobrazením. Jelikož probíhá toto 3D zobrazení v reálném čase, je často nazýváno 4D zobrazením. Dopplerovské zobrazení je dnes již také běžnou výbavou. Ceny těchto přístrojů jsou oproti ostatním zobrazovacím zařízením nesrovnatelně nižší. Přístroje mají malé rozměry, jsou velmi často mobilní a nevyžadují větší provozní náklady.



Obrázek 6.8: Ultrazvukový přístroj firmy Hospimed [16]

6.5 Význam a použití ultrazvuku

Ultrazvuk je neinvazivní metoda, pomocí které jsme schopni snadno a hlavně bez jakýchkoli vedlejších účinků vyšetřit pacienta. Jeho nepřekonatelnou vlastností je to, že pacienta absolutně nezatěžuje, ať už rentgenovým nebo radioaktivním zářením či silným magnetickým polem. Právě proto je nejrozšířenější zobrazovací metodou v oblasti gynekologie, kde je při vyšetření plodu kladen velký důraz na jeho zdraví. Ultrazvuk je velmi vhodnou metodou pro zobrazování a vyšetřování měkkých tkání. Naopak se téměř nepoužívá pro zobrazení plic a kostí. Pomocí Dopplerovského ultrazvuku jsme schopni hodnotit nálezy na cévách, zejména posoudit jejich průchodnost a eventuálně stupeň zúžení. Pro biomechaniku má největší význam Dopplerovské měření průtoku krve, jehož hodnoty jsou nezbytné pro konstrukci umělých srdcí, náhrad cév apod. 3D zobrazení v ultrazvuku ještě nemá velkého uplatnění, neboť kvalitativně nedosahuje výsledků z CT nebo MRI. Používá se především v gynekologii pro zobrazení plodu.



Obrázek 6.9: Zobrazení a identifikace cév pomocí duplexní ultrasonografie[1]



Obrázek 6.10: Srovnání fotky novorozence po porodu a jeho 3D ultrazvukový obraz před porodem [34]

Kapitola 7

Nukleární medicína

Nukleární medicína je neinvazivní vyšetřovací metoda, při které se pacientovi do těla aplikuje (většinou intravenózně nebo perorálně) malé množství vhodné radioaktivní látky tzv. *radioindikátoru* či *radiofarmaka*. Aplikovaný radioindikátor vstoupí do metabolismu organismu a začne se hromadit v orgánu, který je pro něj specifický a po jisté době se zase vyloučí. Z míst hromadění radioindikátoru vychází γ -záření, které díky své pronikavosti prochází tkání ven z organismu. Toto záření jsme schopni s využitím citlivých detektorů změřit. Míra lokální akumulace radiofarmaka záleží na intenzitě místních metabolických a funkčních dějů v orgánech a tkáních. Touto diagnostikou se zabývá scintigrafie. [9] [43]

7.1 Historie

Pro vznik nukleární medicíny byl klíčový objev tzv. umělé radioaktivity manžely Curiovými v roce 1934. Umělá radioaktivita prvků je způsobena jejich transmutací, a to vlivem působení urychlených částic. Ještě v tomtéž roce se podařilo americkému fyziku Lawrencovi sestavit první kruhový urychlovač částic tzv. cyklotron, který si díky svým malým rozměrům (cca 10 cm v průměru) brzy našel uplatnění i v medicíně. Prvním úspěšným pokusem aplikace umělé radioaktivity na člověku byla léčba leukémie v roce 1937. Jako počátek nukleární medicíny však považujeme až úspěšné vyléčení nádoru štítné žlázy po aplikaci radioaktivního jódu v roce 1946. Na začátku 50-tých let byl sestaven první zobrazovací přístroj, který snímal pacienta řádek po řádku a změřenou intenzitu záření zapisoval pomocí jehličky na papír. Hustota takto vytvořených bodů znamenala míru lokální akumulace radiofarmaka. O větší zájem z řad doktorů se postaral až ke konci padesátých let americký biofyzik Hal Anger. Ten během šesti let trvajících experimentů sestavil v roce 1958 scintilační kameru, jež byla schopna snímat vyzařované γ -záření z radioaktivních izotopů v těle. Tímto vynálezem byly položeny základy pro další zobrazovací metodu - *scintigrafii*. Dodnes bylo navrženo a zkonstruováno mnoho přesnějších typů kamer, ty však zatím neopustily zdi laboratoří a v praxi se stále setkáváme pouze s kamerami tzv. *Angerovského typu*. Počínaje 60-tými a 70-tými léty šel vývoj neuvěřitelným tempem ruku v ruce s výpočetní technikou. Byly sestaveny dynamické tomografy, objeveny metody SPECT a PET, které byly následně digitalizovány. Zatímco SPECT se začal používat okamžitě, PET se prosadil až v 90-tých letech. V roce 2000 se poprvé představil veřejnosti první hybridní přístroj PET + CT (PET/CT), který zpřesnil lokaci postižených míst. [13] [32]

7.2 Rozdělení

Scintigrafii můžeme rozdělit na: [44]

Z hlediska časového:

1. statickou – jeden či více statických obrazů vyšetřované oblasti bez ohledu na čas
2. dynamickou - série statických snímků v přesném časovém sledu s jejichž pomocí jsme schopni sledovat dynamický děj ve vyšetřované oblasti v reálném čase

Z hlediska prostorového:

1. planární – klasická projekce do dvourozměrné roviny
2. tomografická (3D) – pomocí tomografických řezů získáváme trojrozměrný obraz. Patří zde metody SPECT a PET

Z pohledu využití:

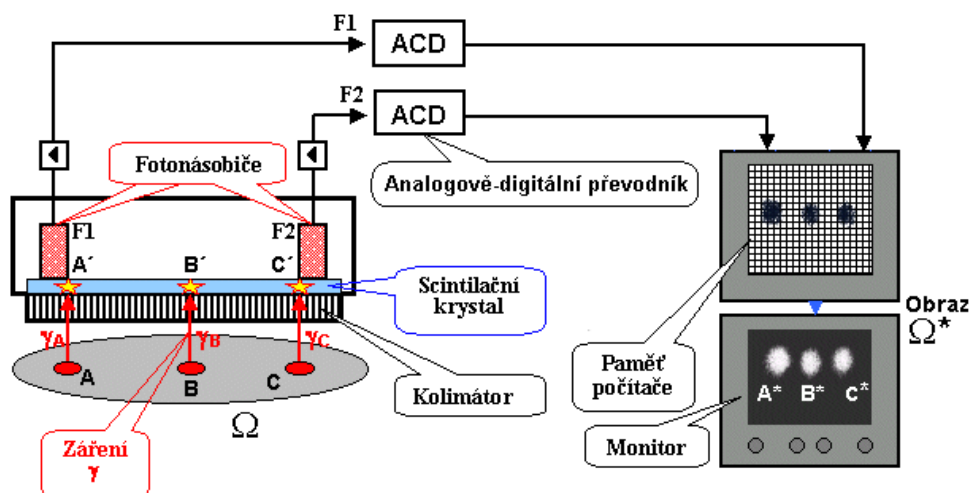
1. kvalitativní – poskytuje obrazy k vizuálnímu hodnocení
2. kvantitativní – vedle vizuálního hodnocení se tyto obrazy hodnotí také matematicky (množství, aktivita, čas)

7.3 Scintilační kamery

Scintilační kamera je přístroj, který snímá fotony γ -záření, převádí je na elektrické impulsy, na základě kterých pak na displeji vytvoří scintigrafický obraz distribuce radioindikátoru. První dokonalejší scintilační kamera byla vyvinuta v roce 1958 Halem Angerem. Její vznik byl umožněn přidáním fotonásobičů, které byly schopny převádět záblesky na elektronický signál. Tyto analogické kamery měly výstup na obrazovku osciloskopu. Modernější digitální scintilační kamery mají konstrukci velmi podobnou. Pouze výstup je zobrazen na displeji a data lze uchovávat. V současnosti jsou stále ještě používány i přes své nedostatky (nízká citlivost, použití olověného kolimátoru) scintilační kamery výhradně Angerovského typu (s výjimkou PET). [44]

7.3.1 Základní princip digitální scintilační kamery

Mějme vyšetřovanou oblast ω , ve které jsou 3 zdroje γ -záření – A, B, C. Tyto zdroje vyzařují záření do všech stran prostoru a navíc se ještě jednotlivé paprsky odráží od různých překážek (*Comptonův rozptyl*). Proto je ke správné lokalizaci nutné zachytit pouze paprsky směřující kolmo nahoru. Toho docílíme použitím *kolimátoru*. Kolimátor je olověná destička, která je provrtána nespočtem malých otvorů, takže paprsky na ní kolmé projdou, zatímco paprsky odražené nebo pocházející z jiných zdrojů se pohltí. Za kolimátorem je umístěn velkoplošný scintilační krystal, který po kontaktu s fotonem γ -záření vyvolá scintilační záblesk velkého počtu fotonů viditelného světla. Tyto záblesky (tzv. *scintilace*) jsou snímány soustavou fotonásobičů, které je převádějí na elektronické impulsy. Na obrázku 7.1 jsou zobrazeny pro názornost pouze dva fotonásobiče. U digitálních kamer přísluší každému fotonásobiči vlastní analogově-digitální konvertor. Výpočet souřadnic je tedy velice jednoduchý, neboť každému fotonásobiči připadne vlastní pixel na displeji. [44]

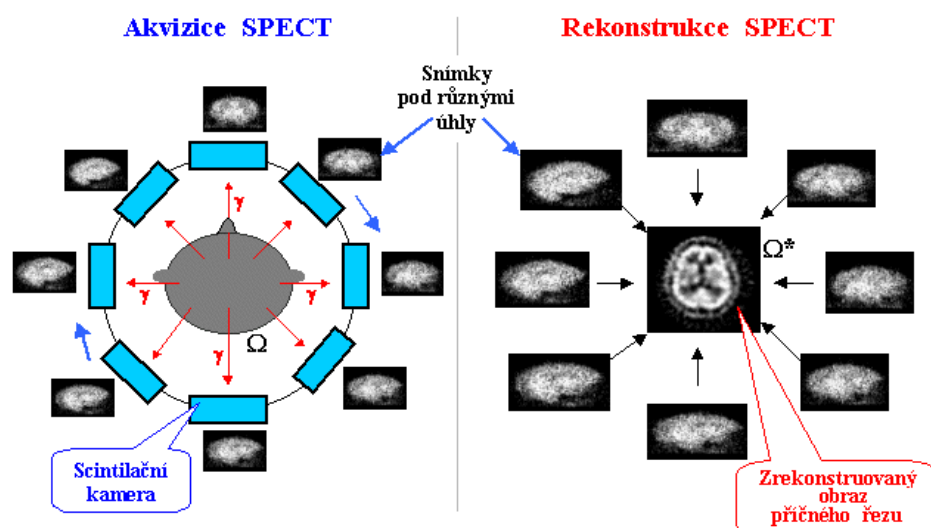


Obrázek 7.1: Schéma principu digitální scintilační kamery [44]

7.4 Tomografická scintigrafie

7.4.1 Jednofotonová emisní počítačová tomografie - SPECT

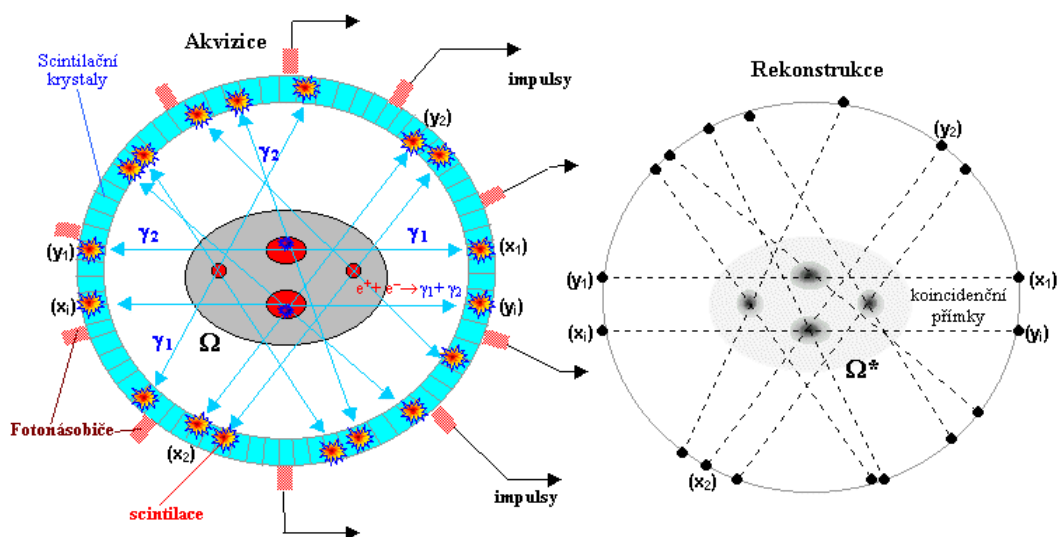
Nejběžnější metodou tomografické scintigrafie je tzv. *jednofotonová emisní počítačová tomografie SPECT* (Single Photon Emission Computerized Tomography). Podstatou této metody je, že se scintilační kamera, na rozdíl od planární metody, pohybuje po kruhové dráze kolem vyšetřovaného objektu. Vlastní princip pak spočívá v tom, že kamera snímá objekt pod řadou různých úhlů (nejčastěji 32 až 64 snímků na jednu otáčku kamery) a z nich pak pomocí výkonného počítače sestaví tomografický řez. Sestavením řady těchto tomografických řezů vznikne trojrozměrný obraz. Princip je znázorněn na obrázku 7.2 [44]



Obrázek 7.2: Princip SPECT [44]

7.4.2 Pozitronová emisní tomografie - PET

Pozitronová emisní tomografie (PET) je nejdynamičtější se rozvíjející zobrazovací metodou v medicíně vůbec, jak konstatovala Evropské asociace nukleární medicíny na konferenci v roce 2002. Tato metoda je založena na principu detekce pozitronových nuklidů β^+ . Ty vznikají v nestabilním jádře pozitronového zářiče, kde dochází k přeměně protonu na neutron, přičemž vzniká pozitron – částice podobná elektronu, pouze s kladným nábojem a krátkou dobou života. Detekován však není vzniklý pozitron, ale anihilační záření, které při něm vzniká. To se skládá ze dvou fotonů o energii 511 keV. Tzv. *koincidenční detekce* je založena na faktu, že anihilační fotony vylétají současně a protisměrně po přímkových drahách. Oba fotony najednou jsme schopni zachytit na speciálních scintilačních kamerách, které jsou zapojeny do tzv. *elektronického koincidenčního obvodu*, kdy jsou propojeny vždy protiležící kamery. K identifikování pozitronového zářiče je tedy nutné zachytit oba fotony současně. Proto u PET metody není potřeba těžkého olověného kolimátoru, neboť při detekci cizího (odraženého) fotonu na jedné z kamer chybí jeho protějšek na kameře druhé. [44]



Obrázek 7.3: Princip PET [44]

Zásadní rozdíly PET oproti SPECT:

- absence olověného kolimátoru – vyšší detekční účinnost
- detektory u PET stojí a sbírají data současně, zatímco scintilační kamery u SPECT obíhají kolem pacienta a data získávají v časových rozdílech

7.4.3 Hybridní systémy

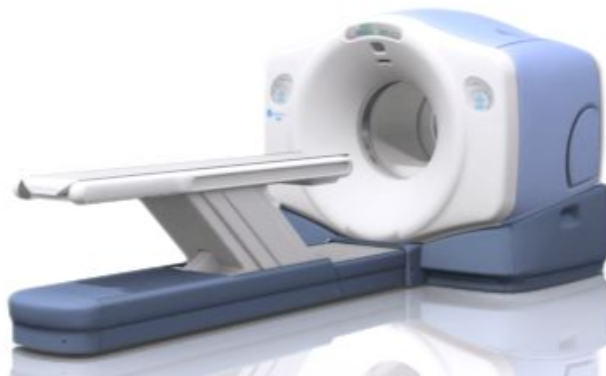
V současné době je snaha kombinovat více zobrazovacích metod do jediného přístroje. Tyto tzv. *hybridní systémy* slučují nejčastěji přístroje PET + CT nebo SPECT + CT. [44]

Výhody hybridních systémů

- rychlé a operativní zobrazení pacienta pomocí obou metod v rámci jednoho vyšetření a jednoho pracoviště, což ušetří čas, prostor i personál
- současné snímání obrazů zajišťuje přesné překrývání sobě odpovídajících struktur (bez nutnosti náročných transformací a geometrických úprav)
- obraz CT je použit pro přesnou lokaci nálezů z PET, která jinak bývá velmi obtížná

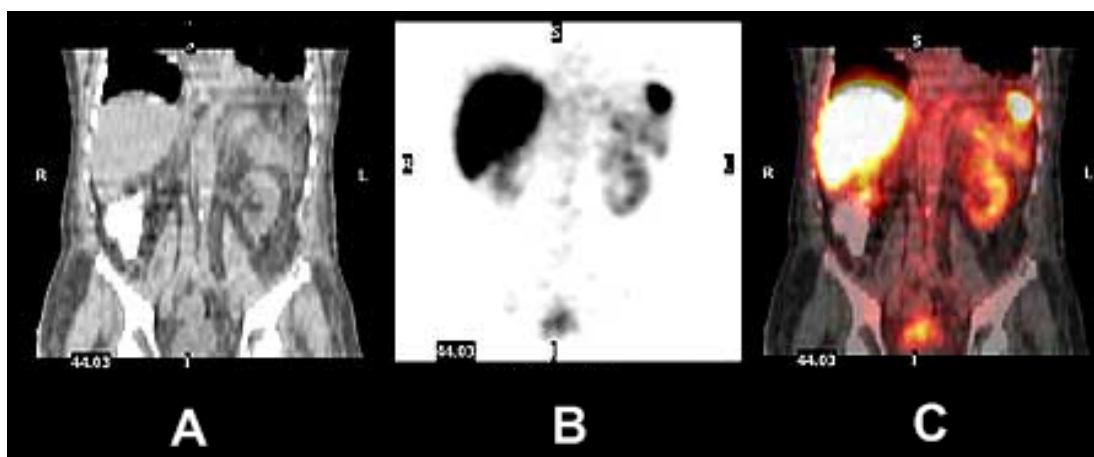
7.5 Moderní SPECT, PET a hybridní přístroje, jejich trend a význam

V současnosti převládá trend pořizování hybridních systémů a to především PET/CT. V nákupu PET přístrojů tvoří hybridní systémy celosvětově plný 90% podíl, zatímco podíl SPECT k jeho hybridním přístrojům je pouze 10%. Hybridní přístroje jsou většinou vybavené 64-řadým CT a s pomocí silné výpočetní techniky dokáží zpracovat a vytvářet velmi kvalitní 3D modely.

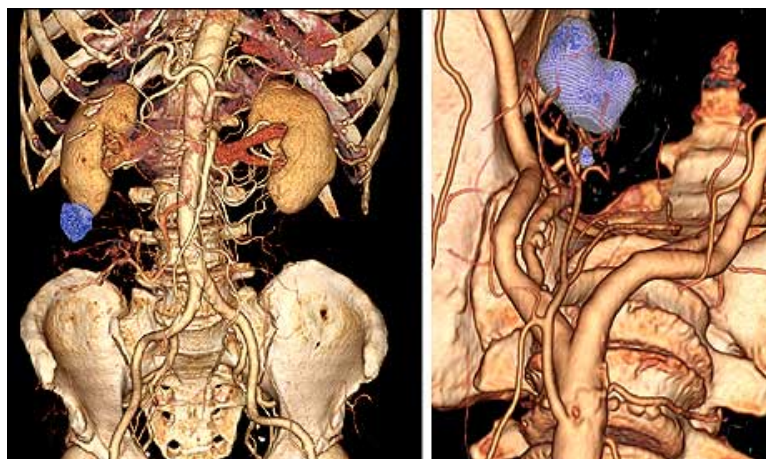


Obrázek 7.4: Moderní hybridní přístroj PET/CT od firmy GE [11]

S pomocí nukleární medicíny jsme schopni zjistit důležité informace o struktuře a funkci metabolismu jednotlivých orgánů. To znamená, že nezobrazuje přímo orgány, kosti či různé tkáně, ale prostřednictvím nashromážděných radiofarmak identifikuje záněty, degenerativní procesy či nádory. I když je počítačový tomograf schopen zobrazit vzniklý nádor, výhodou nukleární medicíny je, že dokáže prostřednictvím lokální změny metabolismu předvídat teprve budoucí vznik nádoru, což je pro úspěšnou léčbu velice významné.



Obrázek 7.5: Ukázka zobrazení pomocí PET/CT. Výsledný obraz (C) se skládá z tomografického řezu z CT (A) a scintigrafického PET obrazu (B)

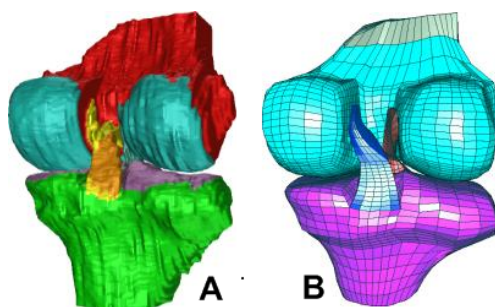


Obrázek 7.6: Ukázka 3D zobrazení dutiny břišní s nádorem v tračníku, získáno metodou PET/CT [21]

Kapitola 8

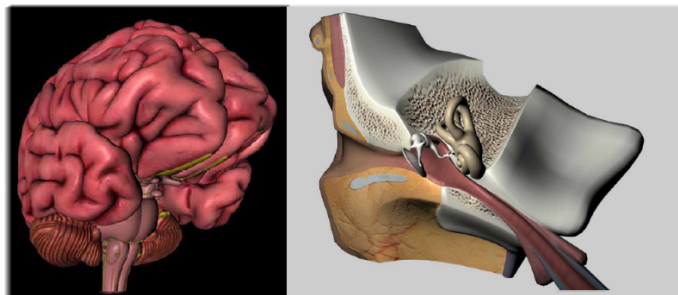
Využití zobrazovacích metod v biomechanice

Pro řešení složitých výpočtových úloh v biomechanice jsou důležitá vstupní data. U nejstarší metody – planární sciografie se spokojíme pouze se sumačním 2D obrazem, který když je nasnímán ve více rovinách, může poskytnout základní představu o přibližných tvarech objektu. Objevily se pokusy o vytvoření 3D modelů z těchto 2D dat, avšak výsledky se podobaly realitě jen vzdáleně. Revoluce v 3D zobrazování, ať už pomocí CT, MRI nebo ultrazvuku, podstatně rozšířila pole působnosti biomechaniky. S pomocí kvalitních 3D dat a výkonných počítačů jsme schopni vygenerovat 3D modely jednotlivých částí pacientova těla. Tyto prostorové modely pak mají vlastnosti jako jejich reálné předlohy a lze na nich provádět veškeré výpočtové operace. Můžeme je virtuálně spojit např. s endoprotézou a s využitím sofistikovaného softwaru simulovat reálné chování takovéto sestavy. Návrh modelu umělého srdce může být proveden z dat získaných magnetickou rezonancí a duplexním ultrazvukem. MRI nám poskytne údaje o tvaru, struktuře a pohybu srdce a duplexní ultrazvuk dodá údaje o rychlosti a směru proudění krve.



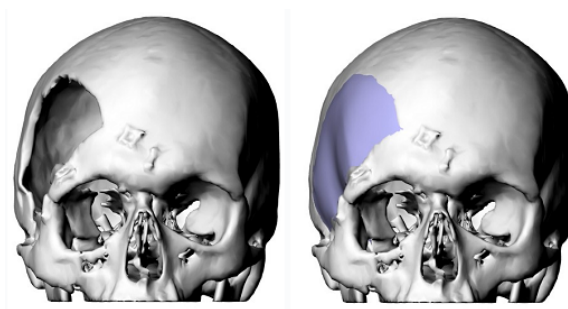
Obrázek 8.1: A) Model získaný z CT B) Model vytvořený pomocí metody konečných prvků [23]

Dále se můžeme setkat s tzv. 3D tiskem (tzv. *Rapid prototyping*), pomocí kterého jsme schopni vytvořit reálný trojrozměrný model z plastu nebo sádry. Často je prezentován, že slouží k rychlému a levnému testování biomechanických systémů, avšak v praxi je využíván jen málokdy. Naopak velmi vhodný je k tvorbě edukačních pomůcek k výuce medicíny či biomechaniky. Užitečný může být i jako prostředek pro zlepšení komunikace mezi doktorem a technikem.



Obrázek 8.2: Ukázka edukačních 3D modelů [40]

Jako příklad použití 3D biomechanických modelů praxi lze uvést např. rekonstrukci fraktury lebky, kdy je pacientova lebka nasnímána pomocí CT, následně je vytvořen její prostorový model a s pomocí symetrie či podobnosti k lebám z archivu je vytvořen 3D model lebeční „záplaty“. Ten se poté pomocí 3D tisku vytiskne a je implantován pacientovi. Ve stomatologii jsou pro transplantaci zubů používány jejich 3D modely, které slouží před samotným zákrokem jako předloha k vytvoření zubního lůžka.



Obrázek 8.3: Ukázka tvorby 3D modelů záplat lebky [4]

Kapitola 9

Závěr

Objev a rozvoj zobrazovacích metod znamenal revoluci jak ve světě medicíny, tak ve světě biomechaniky. Lékaři, odkázáni při léčbě poranění a nemocí pouze na své smysly a instinkty, mohli najednou díky zobrazovacím metodám neinvazivně nahlédnout přímo do těla pacienta, a tak stanovit přesnou diagnózu. I pro biomechaniku byl tento rozvoj klíčový. Srovnáme-li kostru více lidí, zjistíme, že se liší v tvaru, pevnosti nebo hustotě, což má pro řešení biomechanických úloh zásadní význam. Vstupní parametry získané pomocí planárního RTG přístroje mohly sloužit pouze k řešení rovinných úloh. V praxi se však vyžaduje řešení trojrozměrné, což nutilo biomechaniky vytvářet modely pouze přibližné, složené z elementárních geometrických tvarů. Velké naděje byly vkládány do nových typů zobrazovacích metod, jako byla počítačová tomografie, magnetická rezonance, ultrazvuk či nukleární medicína. Ty začaly nabírat na významu v 70-tých letech minulého století, a to díky neuvěřitelnému rozvoji výpočetní techniky. Z počátku byly zobrazovací přístroje určené primárně pro potřeby lékařů. Výstupní data totiž byla chráněna jednotlivými výrobci, takže jakékoli jejich další zpracování kromě zobrazení nebylo možné. Až v roce 1985 byl na konferenci amerických radiologů ustanoven mezinárodní univerzální standart – DICOM, který konečně otevřel biomechanice dveře do trojrozměrného světa. Na základě těchto klíčových vstupních dat jsme v současnosti schopni vytvořit 3D modely, s jejichž pomocí můžeme spočítat a navrhnout např. endoprotézy, exoprotézy, umělá srdce, kostní implantáty, zubní náhrady atd. Nejvyužívanější přístroj pro potřeby biomechaniky je bezesporu počítačový tomograf (CT), který nám dokáže poskytnout velmi snadno kvalitní informace o skeletu pacienta. Tytéž informace bychom mohli získat i z MR tomografu, avšak pro jeho nákladný provoz a dlouhé vyšetření se používá především k zobrazení měkkých tkání, především mozku, svalstva či jednotlivých orgánů. S největším využitím ultrazvuku jako zobrazovací metody se bezesporu setkáme v gynekologii, kde je používán k zobrazení lidského plodu. Pro biomechaniku je ultrazvuk přínosem díky využití Dopplerovské metody, kdy můžeme změřit například průtok krve v cévách. Největší uplatnění nukleární medicíny je v lékařství, kde se ji využívá pro zobrazení zejména nádorů a degenerativních změn metabolismu. Pro biomechaniku takový přínos nemá.

Zobrazovací metody jsou už dnes neoddiskutovatelnou součástí moderní medicíny a biomechaniky. Ročně je provedeno na celém světě více jak 93 milionů CT vyšetření a 60 mil MRI vyšetření, což svědčí o jejich významu. V současnosti se jednotlivé metody nadále vyvíjejí, přinášejí nám stále dokonalejší obrazy a přesnější data, zkracují se doby vyšetření a zvyšuje se komfort pacientů.

Literatura

- [1] *Biophysical Profile and Color Doppler ultrasound in the high risk pregnancy* [Online], c2006, [citováno 2008-05-13]. Dostupné z <http://www.obgyn.net/english/-pubs/features/presentations/afzali01/bpp.ppt>.
- [2] *Computer Tomography: Encyclopedia II - Computed Tomography - History* [Online], c2002-2008, [citováno 2008-05-02]. Dostupné z http://www.experiencefestival.com/a/-Computed_tomography_-_History/id/621283.
- [3] *Lékařství: Z historie RTG* [Online], [citováno 2008-04-22]. Dostupné z http://neviditelnypes.lidovky.cz/p_veda.asp?c=A070402_113424_p_veda_wag.
- [4] *3Dim Laboratory s.r.o.* [Online], c2007, [citováno 2008-05-19]. Dostupné z <http://www.3dim-laboratory.cz/cs/products.html>.
- [5] *Axiom Aristos FX plus* [Online], c2002-2008, [citováno 2008-05-15]. Dostupné z <http://sux.cz/60d>.
- [6] *Computed Tomography - Wikipedia, the free encyclopedia* [Online], c2008, [citováno 2008-05-10]. Dostupné z http://en.wikipedia.org/wiki/Computed_tomography.
- [7] *Computed Tomomography* [Online], c2007, [citováno 2008-04-27]. Dostupné z <http://www.gypy.sk/zoe/www%20full%20version%2027/pok1/symularor.htm>.
- [8] *EMRForline - FAQs - History of MRI* [Online], c2007, [citováno 2008-05-03]. Dostupné z <http://www.emrf.org/Newhtm>.
- [9] *Česká společnost nukleární medicíny* [Online], c2007, [citováno 2008-05-19]. Dostupné z <http://www.csnm.cz/6/Co-je-nuklearni-medicina-2.aspx>.
- [10] *Funkční magnetická rezonance / fMRI Brno* [Online], c2004, [citováno 2008-05-06]. Dostupné z http://fmri.mchmi.com/main_index.php?strana=13.
- [11] *GE Healthcare - Product Technoloty - PET and Nuclear medicine* [Online], c2007, [citováno 2008-05-19]. Dostupné z http://www.gehealthcare.com/euen/fun_img/products/pet_ct_imaging/-products/discovery-ste-3d-product-tour.html.
- [12] *Historie RTG - W.C.Röntgen* [Online], [citováno 2008-04-22]. Dostupné z http://www.rentgen.eu/prilohy/4/uvod_princip_001.mht.

- [13] *History and Background of Nuclear Medicine* [Online], c2008, [citováno 2008-05-18]. Dostupné z <http://www.swsahs.nsw.gov.au/healthser/liv/nucmed/History.asp>.
- [14] *History of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology, Part 1* [Online], c2007, [citováno 2008-05-10]. Dostupné z <http://www.ob-ultrasound.net/history1.html>.
- [15] *History of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology, Part 3* [Online], c2007, [citováno 2008-05-10]. Dostupné z <http://www.ob-ultrasound.net/history3.html>.
- [16] *Hospimed - nejnovější špičkový UZ přístroj poslední generace řady Alpha* [Online], c2008, [citováno 2008-05-12]. Dostupné z <http://www.hospimed.cz/medicina/produkty/aloka/alpha-10.html>.
- [17] *Howstuffworks "MRI magnet"* [Online], c2007, [citováno 2008-05-05]. Dostupné z <http://health.howstuffworks.com/mri4.htm>.
- [18] *Image: Doppler effect - two police cars* [Online], c2007, [citováno 2008-05-11]. Dostupné z <http://en.wikipedia.org/wiki/Image:Doppler-effect-two-police-cars-diagram.png>.
- [19] *Magnetic rezonance Technology IP - MRI Coils* [Online], c2003, [citováno 2008-05-05]. Dostupné z <http://www.mr-tip.com/serv1.php?type=co>.
- [20] *MAGNETOM Verio 3T* [Online], c2002-2008, [citováno 2008-05-06]. Dostupné z <http://sux.cz/74d>.
- [21] *PET and SPECT The Future Is Bright for Nuclear Medicine* [Online], c2007, [citováno 2008-05-19]. Dostupné z http://www.medicalimagingmag.com/issues/articles/2005-06_01.asp.
- [22] *Rentgenové záření - fyzikální podstata* [Online], [citováno 2008-05-13]. Dostupné z <http://www.cez.cz/edee/content/microsites/rtg/k21.htm>.
- [23] *Research* [Online], c2007, [citováno 2008-05-19]. Dostupné z <http://ls7-www.cs.uni-dortmund.de/wawro/research.html>.
- [24] *SOMATOM Definition* [Online], c2002-2008, [citováno 2008-04-27]. Dostupné z <http://sux.cz/f2f>.
- [25] *SOMATOM Definition Technical* [Online], c2002-2008, [citováno 2008-05-02]. Dostupné z http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/-servlet/ProductDisplay_q_catalogId_e-1_a_catTree_e_100010,1007660,-12752,1008408*4222936910_a_langId_e-1_a_productId_e_168189_a_storeId_e-10001_a_view_e_38.htm.
- [26] *SOMATOM Emotive images* [Online], c2002-2008, [citováno 2008-04-27]. Dostupné z <http://sux.cz/60f>.
- [27] *Stránky o ultrazvuku* [Online], c2007, [citováno 2008-05-01]. Dostupné z <http://zdravotnictvi.ultrazvuk.cz/>.
- [28] *Stránky o ultrazvuku* [Online], c2007, [citováno 2008-05-10]. Dostupné z http://zdravotnictvi.ultrazvuk.cz/prilohy/1/Fyzikalni_principy_uz.pdf.

- [29] *Stránky o ultrazvuku* [Online], c2007, [citováno 2008-05-10]. Dostupné z http://zdravotnictvi.ultrazvuk.cz/prilohy/2/aplikace_dopplerova_jevu.pdf.
- [30] *The History of Magnetic Resonance Imaging (page 1)* [Online], [citováno 2008-05-03]. Dostupné z http://www.isbe.man.ac.uk/personal/dellard/dje/history_mri/historymri.htm.
- [31] *The History of Magnetic Resonance Imaging (page 2)* [Online], [citováno 2008-05-03]. Dostupné z http://www.isbe.man.ac.uk/personal/-dellard/dje/history_mri/history20mri2.htm.
- [32] *The History of Nuclear Medicin* [Online], [citováno 2008-05-18]. Dostupné z <http://www.chm.bris.ac.uk/webprojects2002/wrigglesworth/history.htm>.
- [33] *Ultrasound Jobs Stat* [Online], [citováno 2008-05-21]. Dostupné z <http://www.ultrasoundjobsstat.com/4.html>.
- [34] *Vancouver Baby Cost: 3D Ultrasound and Newborn Baby* [Online], c2005, [citováno 2008-05-19]. Dostupné z <http://vancouver.babycost.com/2005/12/3d-ultrasound-and-newborn-baby.htm>.
- [35] *Wikipedia: Zobrazovanie magnetickou rezonanciou* [Online], c2007, [citováno 2008-05-06]. Dostupné z http://sk.wikipedia.org/wiki/Zobrazovanie_magnetickou_rezonanciou.
- [36] *Wilhelm Conrad Röntgen - bibliography* [Online], c2008, [citováno 2008-04-19]. Dostupné z http://nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/-1901/roentgen-bio.html.
- [37] *W.Rontgen s jeho prvním RTG snímkem* [Online], [citováno 2008-04-27]. Dostupné z http://www.calstatela.edu/faculty/kaniol/f2000_lect_nuclphys/-lect1/roentgen.htm.
- [38] ČECH Evžen, a spol. *Ultrazvuk v lékařské diagnostice a terapii*. Avicenum, zdravotnické nakladatelství, Praha, 1982. ISBN 08-085-82.
- [39] KONVIČKOVÁ, Svatava. *Biomechanika člověka, Svalově kosterní systém 1.díl*. nakladatelství ČVUT, 2006. ISBN 80-01-03424-0.
- [40] Tomáš NIKL. *Výuka pomocí 3Dmodelů* [Online], c2007, [citováno 2008-05-19]. Dostupné z <http://www.mefanet.cz/obr/File/download/nikl-tomas-prezentace.pdf>.
- [41] SLOBODNÍKOVÁ, Jana, VETERÁNY, Ladislav. *Základy biofyziky radiologie a radiodiagnostické metody*. Trenčín, 2005. ISBN 80-80-75-045-9.
- [42] ULLMANN, Vojtěch. *Detekce a aplikace ionizujícího záření* [Online], [citováno 2008-04-23]. Dostupné z <http://www.sweb.cz/AstroNuklFyzika/JadRadMetody.htm>.
- [43] ULLMANN, Vojtěch. *Nukleární medicína* [Online], [citováno 2008-05-19]. Dostupné z <http://www.sweb.cz/AstroNuklFyzika/CoJeNuklMed.htm>.

- [44] ULLMANN, Vojtěch. *Radioisotopová scintigrafie* [Online], [citováno 2008-05-19]. Dostupné z <<http://www.sweb.cz/AstroNuklFyzika/Scintigrafie.htm>>.
- [45] ZUNA, Ivan, POUŠEK Lubomír. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. nakladatelství ČVUT, 2002. ISBN 80-01-02152-1.